

Aus dem Medizinischen Zentrum für Operative Medizin
der Philipps-Universität Marburg
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. R. Moosdorf
Abteilung für Unfall-, Wiederherstellungs- und Handchirurgie
Kommissarischer Leiter: PD Dr. med. M. Schnabel
In Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,
Standort Marburg

MORPHOMETRISCHE UND BIOMECHANISCHE
UNTERSUCHUNGEN AN PINS AUS BOVINER
KOMPAKTA VOR UND NACH IMPLANTATION
AM KANINCHEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt

von

Jochen Alexander Pega
aus Marburg

Marburg, 2006

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg
am 12.10.2006

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. med. B. Maisch

Referent: PD Dr. med. M. Schnabel

Korreferent: Prof. Dr. med. D. Jones

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung	1
1.1	Die Suche nach dem idealen Osteosyntheseimplantat	1
1.2	Geschichtlicher Überblick zu den Fixationselementen aus kompaktem Knochengewebe in Klinik und Forschung	8
1.3	Biologische und mechanische Eigenschaften von kompaktem Knochen	10
2	Ziel der Studienarbeit	13
3	Material und Methoden	14
3.1	Herstellung der Pins	14
3.2	Sterilisationsverfahren der verwendeten Pins	14
3.2.1	Autoklavierung	14
3.2.2	Gammasterilisation	14
3.3	Zu untersuchende Materialien	16
3.4	Zum Versuch verwendete Tiere	16
3.5	Zur Operation verwendete Materialien	16
3.5.1	Verwendete Medikamente	16
3.6	Narkose und Operation der Tiere	18
3.6.1	Narkose	18
3.6.2	Vorbereitung der Kaninchen	18
3.6.3	Wahl des Implantates für die jeweilige Körperseite	19
3.6.4	Operationsverfahren am Femur	19
3.6.5	Operationsverfahren am Rücken	21
3.6.6	Ausleitung der Operation	21
3.7	Explantation	22
3.8	Vorversuch	23
3.9	Ermittlung der morphometrischen Daten und Methodik der Testung	23
3.9.1	Drei-Punkt-Biegeversuch	24
3.9.2	Scherversuch	25
3.10	Statistik	26
4	Ergebnisse	29
4.1	Allgemeines zur Auswertung	29
4.2	Komplikationen	29
4.3	Allgemeines zur Auswertung	30
4.4	Ergebnisse zu den im Trockenzustand untersuchten Pins	30
4.4.1	Autoklavierte Pins	30
4.4.2	Gammasterilisierte Pins	31
4.5	Ergebnisse zu allen explantierten Pins	32
4.5.1	Ergebnisse zu den autoklavierten Pins	32
4.5.2	Ergebnisse zu den gammasterilisierten Pins	39
4.5.3	Ergebnisse zu den Pins im Femurmarkraum	45
4.5.4	Ergebnisse zu den Pins in der Rückenmuskulatur	54
4.6	Ergebniszusammenfassung nach Implantationszeiträumen	63
4.6.1	Ergebniszusammenfassung für alle autoklavierten Pins	64
4.6.2	Ergebniszusammenfassung für alle gammasterilisierten Pins	68

4.6.3	Ergebniszusammenfassung für die autoklavierten Pins im Femurmarkraum	72
4.6.4	Ergebniszusammenfassung für die gammasterilisierten Pins im Femurmarkraum	76
4.6.5	Ergebniszusammenfassung für die autoklavierten Pins in der Rückenmuskulatur	80
4.6.6	Ergebniszusammenfassung für die gammasterilisierten Pins in der Rückenmuskulatur	84
4.7	Ergebnisvergleich zwischen allen untersuchten autoklavierten und gammasterilisierten Pins	88
4.7.1	Vergleich der zwei Implantatarten hinsichtlich ihrer Biegefestigkeit (Abb. 4.53, Tab. 8.3)	88
4.7.2	Vergleich der zwei Implantatarten hinsichtlich ihrer Scherfestigkeit (Abb. 4.54, Tab. 8.3)	89
4.7.3	Vergleich der zwei Implantatarten hinsichtlich ihres Elastizitätsmoduls (Abb. 4.55, Tab. 8.3)	91
4.7.4	Vergleich der zwei Implantatarten hinsichtlich ihrer Durchbiegung beim Bruch (Abb. 4.56, Tab. 8.3)	92
4.8	Ergebnisvergleich in Relation zum Implantationsort	93
4.9	Ergebnisvergleich der Ergebniszusammenfassung zwischen allen untersuchten autoklavierten und gammasterilisierten Pins	93
4.9.1	Vergleich der Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit (Abb. 4.57, Tab. 8.12)	94
4.9.2	Vergleich der Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit (Abb. 4.58, Tab. 8.12)	95
4.9.3	Vergleich der Ergebniszusammenfassung des Elastizitätsmoduls (Abb. 4.59, Tab. 8.12)	96
4.9.4	Vergleich der Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruches (Abb. 4.60, Tab. 8.12)	97
4.10	Vergleich der Festigkeitswerte zwischen den Implantatlagern	98
4.10.1	Autoklavierte Pins (Tab. 8.14.1)	98
4.10.2	Gammasterilisierte Pins (Tab. 8.14.2)	98
4.11	Darstellung der postmortalen Röntgenuntersuchungen	98
5	<i>Diskussion</i>	100
5.1	Zielstellung	100
5.2	Eignung von kompaktem Knochen als Osteosynthesematerial	100
5.3	Diskussion der Sterilisationsverfahren	102
5.4	Diskussion der Versuchsdurchführung und der Komplikationen	104
5.5	Diskussion der Ergebnisse	106
5.5.1	Der autoklavierte CB 2,0-Pin	106
5.5.2	Der gammasterilisierte CB 2,0-Pin	110
5.6	Diskussion des Einflusses des Implantatlagers	114
5.7	Diskussion der Sichtbarkeit der Pins im Röntgen	114
6	<i>Schlussfolgerungen</i>	115
7	<i>Zusammenfassung</i>	116
8	<i>Anhang</i>	118
8.1	Tabellen: Morphometrische und biomechanische Ergebnisse aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins	119
8.1.1	Morphometrie aller autoklavierten Pins	119
8.1.2	Biomechanische Testung aller autoklavierten Pins	120
8.1.3	p-Werte aller autoklavierten Pins	121
	Fortsetzung 8.1.3 p-Werte aller autoklavierten Pins	122
8.1.4	Morphometrie aller gammasterilisierten Pins	123
8.1.5	Biomechanische Testung aller gammasterilisierten Pins	124
8.1.6	p-Werte aller gammasterilisierten Pins	125
	Fortsetzung 8.1.6 p-Werte aller gammasterilisierten Pins	126

8.2	Tabellen: Ergebnisse der autoklavierten und gammasterilisierten Pins im Femurmarkraum	127
8.2.1	Morphometrie der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins	127
8.2.2	Biomechanische Testung der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins	128
8.2.3	p-Werte der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins	129
	Fortsetzung 8.2.3 p-Werte der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins	130
8.2.4	Morphometrie der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins	131
8.2.5	Biomechanische Testung der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins	132
8.2.6	p-Werte der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins	133
	Fortsetzung 8.2.6 p-Werte der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins	134
8.2.7	Morphometrie der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins	135
8.2.8	Biomechanische Testung der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins	136
8.2.9	p-Werte der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins	137
	Fortsetzung 8.2.9 p-Werte der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins	138
8.2.10	Morphometrie der in die Rückenmuskulatur eingesetzten gammasterilisierten Pins	139
8.2.11	Biomechanische Testung der in die Rückenmuskulatur eingesetzten gammasterilisierten Pins	140
8.2.12	p-Werte der in die Rückenmuskulatur eingesetzten gammasterilisierten Pins	141
	Fortsetzung 8.2.12 p-Werte der in die Rückenmuskulatur eingesetzten gammasterilisierten Pins	142
8.3	Tabellen: Vergleich der p-Werte des Wilcoxon-Vorzeichen-Testes aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins	143
8.4	Tabellen: Vergleich der p-Werte des Wilcoxon-Vorzeichen-Testes der in das Femur eingesetzten autoklavierten und gammasterilisierten Pins	144
8.5	Tabellen: Vergleich der p-Werte des Wilcoxon-Vorzeichen-Testes der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten und gammasterilisierten Pins	145
8.6	Tabellen: Ergebniszusammenfassung aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins	146
8.6.1	Ergebniszusammenfassung der Morphometrie aller autoklavierten Pins	146
8.6.2	Ergebniszusammenfassung der biomechanische Testung aller autoklavierten Pins	146
8.6.3	Ergebniszusammenfassung der Morphometrie aller gammasterilisierten Pins	147
8.6.4	Ergebniszusammenfassung der biomechanischen Testung aller gammasterilisierten Pins	147
8.6.5	Ergebniszusammenfassung der p-Werte aller autoklavierten Pins	148
8.6.6	Ergebniszusammenfassung der p-Werte aller gammasterilisierten Pins	148
8.7	Tabellen: Ergebniszusammenfassung der autoklavierten und gammasterilisierten Pins mit Unterscheidung nach ihrem Implantatlager	149
8.7.1	Ergebniszusammenfassung der Morphometrie der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins	149
8.7.2	Ergebniszusammenfassung der biomechanischen Testung der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins	149
8.7.3	Ergebniszusammenfassung der Morphometrie der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins	150
8.7.4	Ergebniszusammenfassung der biomechanischen Testung der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins	150
8.7.5	Ergebniszusammenfassung der Morphometrie der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins	151
8.7.6	Ergebniszusammenfassung der biomechanischen Testung der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins	151
8.7.7	Ergebniszusammenfassung der Morphometrie der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins	152
8.7.8	Ergebniszusammenfassung der biomechanischen Testung der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins	152
8.8	Tabellen: Ergebniszusammenfassung der p-Werte der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins	153

8.9	Tabellen: Ergebniszusammenfassung der p-Werte der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins	153
8.10	Tabellen: Ergebniszusammenfassung der p-Werte der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins	153
8.11	Tabellen: Ergebniszusammenfassung der p-Werte der in die Rückenmuskulatur eingesetzten gammasterilisierten Pins	154
8.12	Tabellen: Vergleich der Ergebniszusammenfassung aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins	154
8.13	Tabellen: Vergleich der Ergebniszusammenfassung der autoklavierten und gammasterilisierten Pins	155
8.13.1	Vergleich der Ergebniszusammenfassung der in das Femur eingesetzten autoklavierten und gammasterilisierten Pins	155
8.13.2	Vergleich der Ergebniszusammenfassung der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten und gammasterilisierten Pins	155
8.14	Tabellen: Vergleich der Morphometrie und biomechanischen Testung in Abhängigkeit vom Implantatlager	156
8.14.1	Vergleich der Morphometrie und biomechanischen Testung der autoklavierten Pins in Abhängigkeit vom Implantatlager	156
8.14.2	Vergleich der Morphometrie und biomechanischen Testung der gammasterilisierten Pins in Abhängigkeit vom Implantatlager	156
8.15	Abbildungsverzeichnis	157
8.16	Tabkürzungsverzeichnis	160
9	<i>Literaturverzeichnis</i>	161
10	<i>Curriculum vitae</i>	167
11	<i>Ehrenwörtliche Erklärung</i>	169
12	<i>Verzeichnis der akademischen Lehrer</i>	170
13	<i>Danksagung</i>	171

1 Einleitung

1.1 Die Suche nach dem idealen Osteosyntheseimplantat

Die Behandlung von Frakturen stellt einen wesentlichen Schwerpunkt unfallchirurgischer Tätigkeit dar. Für die operative Stabilisierung von Knochenbrüchen finden je nach Körperregion und Art der Fraktur unterschiedliche Materialien Anwendung. Goldstandard sind metallische Implantate. Diese zeichnen sich durch eine hohe Steifigkeit und Festigkeit aus [25, 29, 30, 55] und haben ein bis zu vierzehn Mal höheres Elastizitätsmodul als der menschliche Knochen, also zwischen 100 – 200 GPa [5, 25, 29, 30, 123]. Die hohe Festigkeit und Steifigkeit ist zwar in der initialen Phase der Frakturheilung erwünscht, kann jedoch im weiteren Verlauf zu einem „stress shielding“ führen [15, 20, 29, 55, 101, 113, 114, 119, 121]. Hierdurch entwickelt sich ein qualitativ weniger hochwertiger, poröser Knochen, da sich die Anordnung der Trajektorien und der Knochenbälkchenstruktur entsprechend dem Wolffschen Transformations-Gesetz durch mechanische Belastung optimiert und der Knochen unter fehlender Belastung atrophiert [15, 20, 30, 55, 74, 101, 114, 123]. Der neu gebildete Knochen zeigt dabei eine herabgesetzte Mineraldichte, wie bei einer Osteoporose [15, 101, 114, 123]. Wichtige Begriffe sind in diesem Zusammenhang auch der langsame Belastungstransfer [122] und die Abbaudynamik [98]. Metalle sind Fremdkörper und können dementsprechend auch Fremdkörperreaktionen hervorrufen. Vom Metall freigesetzte Ionen, die durch Korrosion entstehen, können sich in der Umgebung der Fraktur anlagern und den knöchernen Heilungsvorgang negativ beeinflussen [2, 15, 20, 55, 102, 108, 109, 114]. Bereits 1972 konnten mikromorphologische Veränderungen wie Eiseninkrustationen in der Nähe von Metallimplantaten nachgewiesen werden [109]. Ebenso fanden sich dunkle Verfärbungen des umliegenden Bindegewebes und eine Infiltration mit Makrophagen, CD3- und CD8-positiven T-Zellen. Dies wertete *Voggenreiter* als markierte Entzündung des umliegenden Weichteilgewebes [126]. Zudem sind auch Kontaktallergien bei verschiedenen Metallen bekannt geworden. Besonders wird in diesem Zusammenhang auf Nickel und Chrom als häufige Bestandteile der verwendeten Legierungen verwiesen, die oft zu Kontaktreaktionen führen [55, 126, 130].

Ein weiterer Nachteil von Metallen ist, dass sie häufig wieder entfernt werden müssen. Das bedeutet, den Patienten ein zweites Mal dem Risiko einer Operation (ggf. Narkose, Risiko von Verletzungen von Nerven, Gefäßen, Muskeln, Blutung, etc.) als auch einer Infektion auszusetzen [9, 15, 20, 55, 98, 101, 113, 119, 121]. Eine Operation stellt generell, besonders aber für Kinder und ältere Menschen, eine starke physische und psychische Belastung dar [80, 102]. Zusätzlich entstehen durch die Metallentfernung weitere Kosten, die durch den zusätzlichen personellen Aufwand und die Aufenthaltszeit im Krankenhaus hervorgerufen

werden. Zwar sind abbaubare Implantate in der Herstellung deutlich teurer, aber ab einer Entfernungsrates metallischer Implantate von über 19% bei Mittelhandfrakturen, über 21% bei unimalleolaren Frakturen, über 46% bei Frakturen des Olecranon und über 54% bei den trimalleolaren Frakturen lässt sich laut *Böstmann* mit den biologisch abbaubaren Implantaten ein Kostenersparnis erzielen, da die Kosten für die Entfernung der metallischen Implantate entfallen [14]. Somit sind ab den oben genannten Entfernungsrates Einsparungen bei der Verwendung von resorbierbaren Implantaten möglich. Auch *Juutilainen* wies bei der Verwendung von resorbierbaren Implantaten die Möglichkeit der Kostenersparnis nach [60]. Seit Mitte des 20. Jahrhunderts gibt es Bestrebungen, einen Ersatz für metallische Implantate in der Frakturbehandlung zu finden. Derartige Implantate sollten idealerweise folgenden Anforderungen genügen [55, 90, 119, 122]:

- ausreichende Stabilität für die Zeit der Frakturheilung
- gute Gewebeverträglichkeit
- Sterilität
- biologische Abbaubarkeit durch den Organismus: In dieser Abbaubarkeit liegt ein entscheidender Vorteil, denn durch den Abbau des Implantates wird schrittweise mehr Belastung auf den Knochen übertragen. Das führt nach dem Wolfschen Transformations-Gesetz zu einer Induktion der Osteoblastentätigkeit an der Bruchstelle und somit ist entsprechend seiner Belastung ein strukturierter Aufbau des Knochens möglich [25, 55, 101, 114, 122]. Um eine erneute Operation und damit zusätzliche Kosten zu vermeiden, müssen die implantierten Materialien überwiegend vollständig resorbierbar sein.

Bei der Suche nach alternativen Osteosyntheseimplantaten haben sich seit 1950 verschiedene Verfahren etabliert.

Als Alternative zu Metallen werden seit 1975 vermehrt Kunststoffe verwendet. Im Vergleich zu den metallischen Implantaten liegen die Vorteile bei resorbierbaren Kunststoffen in der Abbaubarkeit der Implantate. Die Erprobung dieser Implantate erfolgte zu Beginn der 70er Jahre im Tierexperiment, ab Anfang der 80er Jahre auch in klinischen Studien. Bei den drei angewendeten Kunststoffen [25, 31, 87, 122], handelt es sich um Polymere, Ko-Polymere oder Reinsubstanzen von Polyglykolsäure (PGA) [10, 12, 24, 48, 54, 73, 94, 100, 113, 119], Polylaktidsäure (PLA) [20, 24, 33, 68, 73, 95, 96, 97, 100, 113] und Polydioxanone (PDA) [24, 25, 49, 56, 100], gemeinsam mit ihren Polymeren und Ko-Polymeren. Dabei war in der Anfangsphase der Verwendung dieser Kunststoffe die initiale Festigkeit der Materialien eher zu gering. Ebenso fand sich ein für die Frakturheilung zu schneller Abbau. Im Zeitraum von 1985 bis 1988 wurde von *Rokkanen* und *Törmälä* eine Verstärkungstechnik für die

implantierbaren Kunststoffe entwickelt [116]. Diese als „self-reinforcement“ bezeichnete Modifikation bewirkte eine deutliche Stabilitätszunahme gegenüber der ursprünglichen Reinsubstanz [26, 59, 77, 78, 79, 80, 81, 89, 119, 123, 127]. Insgesamt ist inzwischen eine, bezüglich ihrer chemischen Zusammensetzung, sehr heterogene Gruppe aus verschiedenen Polymeren und Reinsubstanzen auf dem Markt [10, 12, 20, 25, 29, 30, 48, 49, 54, 56, 94, 95, 96, 101, 116]. Die verschiedenen Implantate wurden in vitro [31, 73, 116, 119] und in vivo bei verschiedenen Frakturen sowohl am Tier [24, 33, 68, 73] als auch am Menschen untersucht [10, 12, 20, 48, 49, 54, 56, 94, 95, 96, 97, 101, 117, 122]. Die biomechanischen Eigenschaften der verwendeten Implantate sind von verschiedenen physikalischen Einflussfaktoren abhängig [122]:

- Molekulargewicht
- Reinheit
- Größe und Form des Implantates
- Verhältnis der Komponenten zueinander
- Porosität
- Implantationsort
- Sterilisationstechnik
- Lagerungsbedingungen

Die derzeit im chirurgischen Alltag verwendeten Kunststoffe sind aufgrund ihrer molekularen Struktur und Herstellungsweise durch zum Teil sehr unterschiedliche mechanische Eigenschaften charakterisiert. Dabei erwies sich die Polyglykolsäure zu Beginn der Verwendung von biodegradierbaren Implantaten allen anderen bisher verwendeten Stoffen überlegen [101, 116]. Je nach Verarbeitungstechnik und Art des Polymers können initial sehr hohe Festigkeitswerte erreicht und auch für lange Zeit aufrechterhalten werden. Andererseits existieren auch Materialien, die sich durch eine initial geringe Festigkeit und eine schnellere Resorption auszeichnen. Polydioxanone verfügen über die geringste mechanische Festigkeit [24, 79, 81]. Die Polyglykolyde haben zwar initial die höchste Stabilität, verlieren diese jedoch schon nach kurzer Zeit [119]. Mit der Entwicklung von selbstverstärkten Implantaten aus Polylaktid gelang es, Implantate mit einer ausreichend hohen Stabilität und einem langsamen Festigkeitsverlust nach der Implantation herzustellen [67, 116, 119]. Unter den Polymeren sind derzeit die Polylaktide am gebräuchlichsten. Im Vergleich zu Polyglykoliden, Polydioxanonen und den verschiedenen Komposiden haben Polylaktide gute mechanische Eigenschaften, eine günstige Degradationskinetik und eine relativ gute Biokompatibilität.

In zahlreichen klinischen Studien wurde die Biokompatibilität biologisch abbaubarer Polymere untersucht [11, 32, 46, 47, 48, 50, 56, 80, 89, 102, 118]. Dabei zeigten diese Implantate überwiegend eine gute Biokompatibilität [102, 123].

Biologisch abbaubare Implantate sind aufgrund ihrer begrenzten mechanischen Stabilität nicht für alle Skelettverletzungen geeignet. Allerdings haben sich diese Implantate für definierte Indikationen mit geringen Belastungen bewährt [10, 12, 20, 24, 37, 46, 47, 48, 49, 54, 56, 59, 77, 80, 84, 89, 93, 94, 96, 101, 114, 119, 127]:

- Beim Sprunggelenk verwendet man diese Implantate zur Fixation einfacher Malleolarfrakturen, am Fuß zu Arthrodesen und Osteotomien.
- Am Kniegelenk werden sie zur Fixation von Kondylenfrakturen und zur Behandlung der Osteochondrosis dissecans eingesetzt.
- An der Schulter werden einfache Humerusfrakturen, wie z. B. AO Typ A₁ mit Dislokation des Tuberculum majus osteosynthetisch behandelt.
- Am Ellenbogen werden dislozierte Frakturen des Radiuskopfes und -halses erfolgreich osteosynthetisch mit resorbierbaren Implantaten versorgt.
- An der Hand werden Ausrissverletzungen des ulnaren Kollateralbandapparates am ersten Metacarpalgelenk mit resorbierbaren Implantaten versorgt.
- Sie finden im Bereich der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, z. B. bei Frakturen der Mandibula, Anwendung.

Zusätzlich bestehen Erfahrungen mit dem Einsatz von resorbierbaren Implantaten am wachsenden Skelett. So beschrieben *Böstman et al.* den Einsatz von PGA Nägeln zur Überbrückung von Frakturen im Bereich der Epiphysenfugen bei Kindern [12]. Ebenso sind bei Kindern distale Frakturen des Humerus und der Tibia sowie Frakturen des ersten Metatarsalknochens behandelt worden. Gerade auch bei Kindern im Bereich von Frakturen mit Beteiligung der Wachstumsfugen ließen sich die resorbierbaren Implantate gut verwenden, ohne eine Einschränkung des Wachstums nach sich zu ziehen [80, 81]. Hierbei wurde jedoch von den untersuchenden Autoren die Empfehlung gegeben, den Schaden an der Wachstumsfuge innerhalb von 3% zu halten. Ein weiterer Vorteil der resorbierbaren Materialien liegt laut *Rehm* und *van der Elst* in der wesentlich besseren Möglichkeit zur intraoperativen Bearbeitung [98, 122]. Es ist durchaus möglich, an Implantaten weitere Bohrlöcher etc. anzubringen. Speziell die Kunststoffe können auf Grund ihrer Materialeigenschaften patientenangepasst hergestellt werden. Die Dauer der Degradation von implantierbaren Kunststoffen lässt sich dabei über das Molekulargewicht beeinflussen [25], auch wenn sich durch diese Modifikation keine genaue Degradationskinetik vorhersagen ließ. *Rehm* wies in 1997 eine Kos-

tenersparnis bei der Verwendung von PLA Schrauben nach [98]. Zusätzlich sah er einen deutlichen Vorteil darin, dass die resorbierbaren Implantate aus Kunststoff strahlendurchlässig sind und somit nicht die Bildqualität im CT oder MRT stören. Einen Vorteil durch fehlende Artefakte durch die resorbierbaren Kunststoffe beschrieb in 2002 auch *Claes* [25]. Nachteilig ist hier jedoch die Unsichtbarkeit der biodegradierbaren Implantate im Röntgen [98, 122].

Dabei darf aber nicht aus den Augen verloren werden, dass auch bei resorbierbaren Implantaten Komplikationen auftreten können. In der Literatur wird mit einer durchschnittlichen Rate von ca. 7% über Fremdkörperreaktionen berichtet. Dabei handelt es sich um sterile Entzündungen, die nichtspezifischen Fremdkörperreaktionen entsprechen [9, 13, 31, 50, 100, 102, 103, 128]. Es traten drei verschiedene Schweregrade auf. Bei der leichten Fremdkörperreaktion bildete sich über der Stelle der Implantation eine schmerzhafte, erythematöse Papel. Bei der mittelschweren Fremdkörperreaktion bildeten sich Sinusformationen, deren histologische Beurteilung eine Anreicherung des Debris des Kunststoffes zeigte [9]. Dabei wurde die Sinusbildung auf einen erhöhten Druck in der Implantathöhle zurückgeführt [16]. Sie trat immer an der tiefsten Stelle des Implantationskanals auf [16]. Durch Punktion und Drainage ließ sich die Symptomatik des Patienten deutlich verbessern [100]. Bei der schweren Fremdkörperreaktion ließen sich osteolytische Herde in der betroffenen Region nachweisen. Trotzdem wurde meist nach einem Jahr eine normale Knochenstruktur und keine funktionellen Einschränkungen gesehen [16, 25, 46, 48, 100]. Jedoch wurde auch von schweren Infektionen, Osteolysen, Synovialitiden und Abstoßungsreaktionen berichtet [36, 48, 50, 55, 122, 128]. Dabei wurde für Polyglykolate eine Prävalenz von 5% nachgewiesen. Wurden langsamer degradierbare Materialien zur Osteosynthese benutzt, lag die Rate deutlich niedriger [13]. Mit dem Material veränderte sich auch der Zeitpunkt des Auftretens einer Fremdkörperreaktion. Während bei den Polyglykoliden ein Auftreten ca. elf Wochen nach der Implantation nachzuweisen war, können bei der Verwendung von Poly-L-Laktiden solche Reaktionen auch erst nach vier bis fünf Jahren auftreten [13, 48]. Weitere Faktoren hierbei sind die Verwendung von Quinone Dye als Zusatz in den Kunststoffen und die Form des Implantates sowie die Durchblutungssituation des umliegenden Gewebes [10, 13].

Als weiteren negativen Aspekt bei der Verwendung von biodegradierbaren Kunststoffen wird von verschiedenen Autoren über die Kanzerogenität von implantierbaren Kunststoffen im Tierversuch berichtet [17, 55, 85, 86]. Bei den Tumoren handelte es sich um Sarkome, die bei der Verwendung von Poly-L-Laktiden bei Verwendung an der Cara-Ratte ca. 20 Monate nach Implantation auftraten. Ebenso ließ sich die Entstehung eines malignen fibrösen

Histiozytoms und in einem Fall die Entstehung eines neurogenen Sarkoms nachweisen [55]. Bei der Osteosynthese am Menschen ist bisher noch kein solcher Fall bei der Anwendung von Kunststoffimplantaten bekannt.

Im Falle des Auftretens von Komplikation, wie z.B. Implantatversagen, erwies sich die Verwendung der resorbierbaren Materialien mit der Notwendigkeit einer zweiten Operation als deutlich teurer [98, 122]. Ebenso ist vor allem bei den resorbierbaren Kunststoffen, z. B. im Falle einer Infektion des Implantates, eine Entfernung schwieriger, da die Kunststoffe gerade nach einer längeren Implantationsdauer teilweise bereits fragmentiert sind. Somit ist eine Entfernung nicht immer vollständig gewährleistet.

Die resorbierbaren Implantate wiesen eine im Vergleich zu Metallen geringere Stabilität auf. Es gibt zwar tierexperimentelle Ansätze zur Verwendung von resorbierbaren Implantaten bei lasttragenden Frakturen [68]. Erstmals wies *Koskikare* in 1996 an 29 Kaninchen die Möglichkeit zur Verwendung von SR-PLLA-Platten bei der Stabilisierung von lasttragenden Frakturen am Kaninchen erfolgreich nach [68].

Insgesamt handelt es sich bei den biodegradierbaren Implantaten um eine Alternative bei der Fixation von stressarmen Frakturen. Aufgrund der auftretenden Komplikationen, der zu schnellen oder zu langsamen Degradationskinetik und der geringen Primärstabilität handelt es sich jedoch um keine optimale Alternative zu den metallischen Implantaten.

Eine weitere Alternative stellt die Verwendung von Implantaten aus autogenem Knochen dar [40, 70, 71]. Der Vorteil dieser Methode besteht darin, dass es sich um körpereigenes Gewebe handelt. Dabei besitzt autogene Kompakta die biologisch höchste Wertigkeit [40]. Das Risiko der Übertragung von Krankheitserregern entfällt. Jedoch ist bei diesem Verfahren eine Operation an einer weiteren Stelle des Körpers erforderlich und das verwendete Knochenmaterial nur bedingt verfügbar, da eine Entnahme nur an Stellen mit einer hohen Dichte an blutbildender Spongiosa sinnvoll erscheint [40, 71, 74]. Außerdem darf nicht unerwähnt bleiben, dass die Zahl und Stärke der lokalen Komplikationen an der Entnahmestelle mit der Menge des entnommenen Knochens steigt. An humaner Kompakta eignet sich überwiegend der Knochen aus dem Beckenkamm [40].

Eine weitere Möglichkeit besteht in der Übertragung von allogenen Knochenmaterial, das aus Organspendern oder aus Verstorbenen entnommen wird [1, 8, 18, 71, 72]. Ein Nachteil allogener Kompakta besteht in deren Antigenität, die eine weitere Prozessierung der allogenen Transplantate notwendig werden lässt [115]. Zusätzlich können bei dieser Art der Implantation Krankheiten übertragen werden [1, 4]. Da in der Vergangenheit, vor der Möglichkeit zum Screening der Spender, über HIV-Infektionen durch allogenes Knochenmaterial

berichtet wurde [106], führte die Bundesärztekammer 1990 Richtlinien zur Verwendung von Knochenimplantaten ein. Die Implantate werden in Knochenbanken gelagert und mit Screening-Untersuchungen überwacht. Dabei ist ein zweifach negativer HIV-Test im Abstand von drei Monaten notwendig. Auch für Hepatitis B und C sind Screening-Untersuchungen notwendig. Des Weiteren müssen noch gezielte Anamneseerhebung und Altersselektion der Spender erfolgen. Trotzdem bleibt ein Restrisiko bestehen, das bei Hepatitis B mit 1 : 50.000 – 1 : 100.000, bei Hepatitis C mit 1 : 10.000 – 1 : 50.000 und bei HIV mit 1 : 1.700.000 beziffert wird [53, 125]. Die seit 1990 bestehenden Richtlinien haben die Übertragung von allogenem Knochenmaterial zu einem kosten-, zeit- und arbeitsintensiven Prozess werden lassen [72]. Aufgrund dieser Tatsachen war ein Rückgang der Übertragungsrate um ca. 28% im Zeitraum von 1988 bis 1992 zu verzeichnen [53]. Die hohen Kosten, die ein solches Verfahren verursacht, lässt auch die Gewinnung von Implantaten aus allogenem Knochenmaterial als unattraktiv erscheinen.

Eine weitere Alternative ist die Implantation von xenogenem Knochen [42, 51, 52, 104, 105]. Hier wird bevorzugt bovine Kompakta eingesetzt. Diese ist in großen Mengen verfügbar und kostengünstig zu gewinnen. Ebenso wie die humane Kompakta zeigt die bovine Tibiakompakta einen trabekulären Aufbau und somit eine hohe Stabilität und Belastbarkeit bei einem geringen Gewicht des Implantates [23, 105].

Bei allen Knochen-Implantaten wird die biomechanische Stabilität durch folgende Faktoren bestimmt:

- Ursprungslokalisation des Implantates
- Alter des Spenders
- Knochendichte des Spenders

Zur Vermeidung von Infektionen wird in der Literatur auf verschiedene Methoden der Sterilisation hingewiesen, wobei sich durch die Prozessierung mit unterschiedlichen Sterilisationsverfahren auch unterschiedliche Ergebnisse in Bezug auf die Biomechanik ergaben. Durch verschiedene Sterilisationsverfahren wurden osteoinduktive Prozesse unterbunden, was für Behandlungen von Knochendefekten bedeutsam ist, jedoch nicht für aus Knochen gewonnene Osteosyntheseimplantate. Bei nicht autogenem Knochengewebe ergaben sich zusätzliche Probleme, jedoch auch Vorteile. So berichtete *Schweiberer* über das vollständige Fehlen einer Immunreaktion bei der Verwendung von demineralisierter Knochenmatrix, während frischer menschlicher Knochen zu einer starken Immunreaktion führte [110]. Immunreaktionen des Körpers auf das Implantat stellen somit ein bedeutendes Problem dar. Es

ist also notwendig, die immunologische und infektiöse Potenz eines Implantates zu verändern, ohne die biomechanischen Eigenschaften des Knochens zu verändern.

1.2 Geschichtlicher Überblick zu den Fixationselementen aus kompaktem Knochengewebe in Klinik und Forschung

Die Idee der Verwendung von Knochen in der chirurgischen Versorgung von Frakturen oder anderen Defekten ist bereits lange vorhanden. Bereits im 19. Jahrhundert wurde kompakter Knochen, vor allem xenogener Herkunft, umfangreich in Experimenten und in der Praxis verwendet. So beschrieb *Albee* die Verwendung kompakten Knochens in der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts als Metallersatz [92]. Systematisch wurden jedoch Fixationselemente aus humaner und boviner Kompakta erst in den 50er Jahren des vorherigen Jahrhunderts entwickelt, biomechanisch getestet und klinisch eingesetzt. Seit 1955 sammelte *Küppermann* Erfahrungen mit harnstoffkonservierten Platten, Nägeln und Schrauben aus boviner Kompakta. Vereinzelt wurden als Spendertiere auch Pferde oder Schweine eingesetzt. 1962 veröffentlichte er seine Ergebnisse über die Verwendung bei 721 Osteosynthesen. Dabei wurden knöcherne Nägel mit einem besonderen Profil, knöcherne Schrauben mit einem Spezialgewinde sowie perforierte Platten empfohlen. Er wies bei deren Verwendung gute biomechanische Ergebnisse nach. Die verwendeten Fixationselemente wurden zur damaligen Zeit von der Firma Braun in Melsungen hergestellt [74]. *Schwieb* beschrieb 1957 die Osteosynthese von Schienbeintorsionsbrüchen durch Schrauben aus allogener Knochenkompakta mit äußerst guten biomechanischen Ergebnissen. Die Konservierung der bovinen Kompakta-Schrauben erfolgte mit einer Cialit-Lösung [111]. In 1963 publizierte *Wilhelm* die autogene Bolzung von Skaphoidfrakturen nach deren Reposition mit aus dem Olecranon entnommenem Knochengewebe [129]. 1968 verwendete *Grasser* cialitkonservierte, allogene Schrauben mit einem Durchmesser von 6-8 mm in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Bei 32 Osteosynthesen am Unterkiefer ließ sich lediglich ein Misserfolg nachweisen [39]. 1974 behandelte *Arcq* die Osteochondrosis dissecans erfolgreich durch eine Knochenspanbolzung. Seit 1960 waren diese Kortikalisspäne bei 40 Patienten zur Fragmentfixation verwendet worden [6]. Auch *Gongalsky* verwendete in 1974 Implantate aus boviner Kompakta zur Fixation bei der biologischen Osteosynthese [38]. *Scherer et al.* beschrieben 1991 die Verwendung von mehrstufig vorbehandelten und abschließend mit Oxiran sterilisierten Schrauben aus boviner Tibiakompakta beim Einsatz wenig belasteter Osteosynthesen. Sowohl die biomechanischen als auch die tierexperimentellen Untersuchungen wiesen äußerst positive Ergebnisse auf. Die xenogene Kompakta eignete sich hier besonders [105]. 1996 begannen

Günther et al. Untersuchungen mit bovinen Spongiosazylindern, die nach dem Tutoplast®-Verfahren hergestellt und anschließend gammasterilisiert worden waren. Im Vergleich mit den allogenen Fixationselementen wurde in einer tierexperimentellen Studie eine gleich gute knöcherne Integration mit vollständigem Remodeling nachgewiesen [42]. 1998 beschrieb *Obwegeser* die Verwendung von autoklaviertem Material aus kompaktem allogenem Knochen in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie zu Osteosyntheszwecken. Dabei sah er in den Implantaten auch einen optimalen Anwendungsbereich für die kraniofaziale Chirurgie im Säuglingsalter. Bei 796 seit 1990 verwendeten Implantaten beschrieb er als einzige Komplikation in sechs Fällen Schraubenbrüche und in drei Fällen Schraubenlockerungen [84]. *Tuompo et al.* untersuchten 1996 die Behandlung der Osteochondrosis dissecans des Kniegelenkes unter Verwendung von kompaktem Knochen. Auch *Dervin et al.* konnten 1998 bei der Verwendung von kompaktem Knochen zur Behandlung der Osteochondrosis dissecans gute Ergebnisse nachweisen [117]. *Merle et al.* untersuchten 1994, und *Pelto-Vasenius* 1996 die Anwendung von autoklavierten Knochenimplantaten zur Osteosynthese im Handwurzel- und Mittelhandbereich und sie konnten gute Ergebnisse nachweisen [82, 93]. Durch Verwendung von allogenem Knochenmaterial besteht eine weitere Möglichkeit, Knochen zu Fixations- und Osteosyntheszwecken zu verwenden. In den USA sind die allogenen Fixationselemente schon seit langem im klinischen Gebrauch. Bei der Implantation von allogenem Knochengewebe können jedoch Krankheiten übertragen werden [53, 72, 106, 125]. Deshalb begannen *Günther et al.* tierexperimentelle Untersuchungen mit dem Ziel, humanen durch bovinen Knochen zu ersetzen [42]. Auch in der Marburger Unfallchirurgie wurde Mitte der 90er Jahre der Entschluss gefasst, die humane Kompakta durch bovine Kompakta zu ersetzen. Dazu wurde mit der Fa. Tutogen kooperiert und aus der prozessierten Kompakta im klinikeigenen Biomechaniklabor gefertigte CB-Pins, CB-Nails und später auch CB-Anker, kurz als CB-Implantate (CB = Cortical bone) bezeichnet, in mehreren Anwendungsgebieten untersucht. *Hofmann et al.* wiesen in 2000 in einer Zellkulturstudie eine gute Biokompatibilität für nach dem Tutoplast®-Verfahren prozessierte Kompakta nach [51]. Durch die Arbeitsgruppe um *Hofmann* wurde seit 1998 der Einfluss von Prozessierung und Sterilisationsverfahren auf die Festigkeit von Pins aus boviner Kompakta untersucht und in 2003 publiziert [52]. *Berns et al.* untersuchten in 2001 Pins von 2,0 und 3,0 mm Durchmesser aus humaner Femurkortikalis nach einer Acetonbehandlung und einer anschließenden Autoklavierung. Die Autoren empfahlen Knochen als ein besonderes Material als Ausgangsstoff zur Herstellung von Osteosyntheseimplantaten, da er biologischen Ursprungs ist, sich gut bearbeiten lässt und über eine ausreichend hohe Festigkeit verfügt [7]. *Schädel-Höpfner et al.* unter-

suchten 2001 die Festigkeitseigenschaften und Biokompatibilität von nach dem Tutoplast[®]-Verfahren prozessierten und gammabestrahlten Pins aus boviner Tibiakompakta sowie von bioresorbierbaren Implantaten aus PLA-Kunststoff. Die Implantate wiesen keine Probleme in Bezug auf die Biokompatibilität über 32 Wochen Implantationsdauer auf. Sie wurden als geeignet zur Stabilisation von Low-stress-Frakturen eingestuft [104]. *Brunnberg* beschrieb in seiner Dissertation in 2004 einen biomechanischen Vergleich zwischen biodegradierbaren und biointegrierbaren Implantaten. Hierbei verwendete er nach dem Tutoplast[®]-Verfahren prozessierte CB-Pins, die abschließend mit einer Ethylenoxidbehandlung oder einer Gamma-sterilisation behandelt worden waren. Er fand heraus, dass den mit Ethylenoxid behandelten Pins der Vorzug gegenüber den gammasterilisierten Pins zu geben ist, da die biomechanischen Eigenschaften der gammasterilisierten Pins statistisch signifikant unter denen der ethylenoxidsterilisierten Pins lagen. Als ebenso geeignet für stressarme Frakturen erscheinen Bionx-Pins[®] aus Poly-L-Laktid [19].

1.3 Biologische und mechanische Eigenschaften von kompaktem Knochen

Kompakta eignet sich aufgrund ihres Leichtbauprinzips besonders gut zur Implantation, da durch den trajektoriellen Aufbau bei sehr geringem Gewicht des Knochens eine hohe Stabilität erreicht wird. Dieser Aufbau wird durch die auf den Knochen einwirkenden Kräfte moduliert. Somit optimiert sich die Struktur des Knochens laut dem Wolfschen Transformationsgesetz. Jeder Knochen wird von seiner Entstehung an durch die auf ihn einwirkenden Kräfte verändert und den Erfordernissen angepasst. Dort, wo Druck-, Dehnungs-, Biegungs- und Zugkräfte am höchsten sind, ist die höchste Festigkeit des Knochens vorhanden. So entspricht der Verlauf der Spongiosabälkchen dem Verlauf der Hauptspannungslinie. Der Knochen unterliegt einem ständigen Umbau, wobei von den abgebauten Osteonen nur noch die Schaltlamellen übrig bleiben. Dieser Umbau betrifft vor allem Zonen, in denen sich die statischen Verhältnisse des Knochengewebes ändern. Dabei ist zu beachten, dass der Knochen im Alter von 20 bis 39 Jahren seine besten biomechanischen Eigenschaften aufweist [90].

Die Knochengrundsubstanz besteht aus ca.:

- 50% Mineralien

Die anorganischen Bestandteile der Grundsubstanz bestehen aus anorganischem Phosphat (ca. 50%) und Kalzium (ca. 35%). Die Restbestandteile sind Zitrat, Karbonat, Nitrat, Natrium, Magnesium, Fluor und Spurenstoffe.

- 25% organischen Verbindungen

90 – 95% der organischen Matrix bestehen aus Kollagenfasern. Die Verbindung zwischen diesen Kollagenfasern und dem Hydroxylapatit ist der wesentliche Faktor für die Härte und Festigkeit des Knochens. Das Kollagen ist somit wesentlich für die biomechanischen Eigenschaften von Knochen verantwortlich und vermittelt 70% der Kompressionsfestigkeit und 100% der elastischen Eigenschaften. Die restliche organische Substanz besteht aus verschiedenen Proteinen, wie z. B. Osteonektin, Osteocalcin sowie Proteoglykane und Glykosaminoglykane.

- 25% Hydratationswasser

Wasser bildet an der Oberfläche der Hydroxylapatitkristalle einen Hydratmantel.

Der bovine und der humane kompakte Knochen unterscheiden sich nicht in ihrer Zusammensetzung. Auch der Aufbau der Lamellen gestaltet sich in beiden Knochenarten ähnlich. Sowohl der kompakte Knochen des Menschen als auch der bovine Knochen sind viscoelastische und anisotrope Materialien, das heißt die biomechanischen Eigenschaften des Knochens sind von der Orientierung der Mikrostruktur abhängig und von der Richtung der Krafteinwirkung [22].

Hazama bestimmte die Scherfestigkeit eines humanen Femur mit $53,1 \text{ N/mm}^2$, *Ibuki* beschrieb für das menschliche Femur eine Scherfestigkeit von $82,4 \text{ N/mm}^2$. *Reilly* und *Burstein* untersuchten die Kompakta des menschlichen Femur und fanden eine Scherfestigkeit von 68 N/mm^2 . Dabei belasteten sie den Knochen in der longitudinalen Achse. *Currey* und *Butler* untersuchten 129 Knochenproben von Männern und Frauen im Alter zwischen 2 und 48 Jahren. Dabei fanden sie eine Scherfestigkeit zwischen $157,8 \text{ MPa}$ und $220,8 \text{ GPa}$. Die Biegefestigkeit des humanen Femurs betrug bei Untersuchungen in 1957 durch *Tsuda* 157 N/mm^2 , *Sedlin* ermittelte in 1965 einen Wert für die Biegefestigkeit von 164 N/mm^2 und *Sedlin* und *Hirsch* bestimmten die Biegefestigkeit in 1966 mit 181 N/mm^2 . Die Biegefestigkeit des menschlichen Knochens beträgt nach *Pelker* und *Friedlaender* zwischen 88 und 108 N/mm^2 , die Kompressionskraft des Knochens liegt mit 137 bis 196 N/mm^2 fast doppelt so hoch [90]. *Kommender et al.* bestimmten durchschnittliche Werte für frischen humanen Knochen aus der Warschauer Knochenbank. Als durchschnittliche Werte für die Biegefestigkeit ermittelten sie 380 N/mm^2 , für einen Bruch des Knochens durch Kompression ermittelten sie einen Wert von 2460 N/mm^2 [65] und einen Elastizitätsmodul zwischen $8,2$ und $16,2 \text{ GPa}$ [22]. Der E-Modul des humanen Knochens beträgt nach *Heller et al.* zwischen 6 – 20 GPa . [30]. *Burstein et al.* untersuchten 178 Proben aus 33 humanen Femur. Dabei verglichen sie Alters-

gruppen von 20 - 29 bis hin zu 80 - 89 Jahren. Der Elastizitätsmodul nahm im Alter nur geringfügig ab und betrug im Mittel 16,8 GPa [22]. *Sedlin* beschrieb für das menschliche Femur in 1965 einen Elastizitätsmodul von 15800 N/mm² im Biegeversuch. In 1966 ermittelten *Sedlin* und *Hirsch* einen Elastizitätsmodul von 15500 N/mm² im Biegeversuch [22].

Eine weitere Alternative besteht in der Verwendung von xenogenem Knochen zur Fixation von Frakturen [52]. Hier wird bevorzugt bovine Kompakta eingesetzt. Diese ist in großen Mengen verfügbar und kostengünstig zu gewinnen. Ebenso wie die humane Kompakta zeigt die bovine Tibiakompakta einen trabekulären Aufbau [23]. Die bovine Kompakta ist inzwischen weitaus umfassender untersucht worden, als die humane Kompakta. *Reily* und *Burstein* verglichen in einem Review-Artikel die biomechanischen Eigenschaften von boviner mit humaner Tibiakompakta. Für die Biegefestigkeit wurde von *Kimura* 1952 ein Wert von 238 N/mm² bestimmt. *Brunnberg* ermittelte in seiner Dissertation für gammabestrahlte Pins, die nach dem Tutoplast[®]-Verfahren prozessiert worden waren, eine Biegefestigkeit von 312 N/mm² im Trockenzustand [19]. Somit lag die Biegefestigkeit des unbehandelten bovinen Femurs sogar über der Biegefestigkeit des humanen Femurs. In Bezug auf die Scherfestigkeit wurde von verschiedenen Autoren die Festigkeit des bovinen Femurs untersucht. *Bando* beschrieb 1961 eine Scherfestigkeit von 43,1 N/mm², *Ibuki* 1964 eine Scherfestigkeit von 89,2 N/mm² und *Sweeney et al.* in 1965 eine Scherfestigkeit von 58,6 N/mm² [22]. *Brunnberg* ermittelte für gammasterilisierte CB-Pins eine Scherfestigkeit von 78 N/mm² [19]. In Bezug auf die Scherfestigkeit erwies sich also der bovine Knochen dem humanen als gleichwertig. In Bezug auf den Elastizitätsmodul ist der bovine Knochen in seinen biomechanischen Eigenschaften gut erforscht. *Kimura* beschrieb in 1952 einen E-Modul von 24500 N/mm, *McElhaney* ermittelte 1965 ähnliche Werte. *Sweeney et al.* fanden im gleichen Jahr Werte für das E-Modul am Femur von 17200 N/mm², *Burstein et al.* in 1972 24500 N/mm². Untersuchungen an der bovinen Tibia führten in 1973 *Simkin* und *Robin* durch. Sie ermittelten einen Wert von 23800 N/mm² [22]. *Brunnberg* konnte an gammasterilisierten CB-Pins in 2004 einen Elastizitätsmodul von 14092 N/mm² nachweisen [19]. Somit ist ein höheres Elastizitätsmodul bei den Proben aus bovinem Femur und Tibia im Vergleich zum menschlichen Femur nachweisbar [22].

2 Ziel der Studienarbeit

Das Ziel der Studienarbeit bestand in der Bestimmung von Festigkeitsverlusten von CB 2,0 mm Pins der Fa. Tutogen® nach Implantation in den Femurmarkraum und in das Weichteilgewebe von Kaninchen. Verglichen werden sollten hierbei autoklavierte und gammabestrahlte Implantate. Beide Sterilisationsverfahren garantieren Keimfreiheit in Bezug auf menschliche Infektionskrankheiten, wie z. B. Hepatitis oder HIV, sowie eventuell bei der Prozessierung der Pins entstehende Kontaminationen durch Bakterien, Viren, Pilze, Prionen, etc.. Jedoch haben beide Verfahren auch Nachteile, da sie die biomechanischen Eigenschaften der Kompakta verändern. Mit dieser Studie sollte untersucht werden, welches Sterilisationsverfahren unter biomechanischen Gesichtspunkten für die Prozessierung von bovinen Implantaten geeigneter ist.

Zur Beantwortung dieser Frage sollten folgende Teilaspekte untersucht werden:

1. Welche biomechanischen Parameter werden durch das jeweilige Sterilisationsverfahren verändert?
2. Werden die Implantate in Bezug zur Knochenheilung zeitgerecht abgebaut und kann somit die Stabilität adäquat vom Knochen übernommen werden?
3. Gibt es Unterschiede im Verhalten der Pins zwischen den Implantatlagern?
4. Bis zu welchem Zeitraum sind die Implantate röntgenologisch nachweisbar?

3 Material und Methoden

3.1 Herstellung der Pins

Die verwendeten CB 2,0 mm Pins des Herstellers Tutogen[®] wurden aus boviner Tibiakompakta von Rindern hergestellt. Es wurden nur männliche, in Deutschland aufgezogene Tiere der Rassen Deutsches Fleckvieh und Norwegian Red Cattle verwendet. Das durchschnittliche Alter der verwendeten Rinder betrug 18 bis 22 Monate. Nach der Entnahme der Tibia wurden die Implantate mit einer Präzisionsdrehmaschine hergestellt. Anschließend erfolgte eine Prozessierung nach dem Tutoplast[®]-Verfahren. Das Tutoplast[®]-Verfahren für Knochenimplantate findet seit 1970 Anwendung. Es beinhaltet verschiedene Bearbeitungsschritte, die in der auf Seite 15 angeführten Graphik aufgelistet sind. Abschließend erfolgte die Sterilisation der Pins, entweder durch Autoklavierung oder durch Gammabestrahlung. Zusätzlich fanden auch serologische Testungen der für die Implantate verwendeten Tiere statt.

3.2 Sterilisationsverfahren der verwendeten Pins

3.2.1 Autoklavierung

Die autoklavierten Pins wurden aus dem bovinen, kompakten Knochen entnommen und nach dem auf Seite 15 beschriebenen Tutoplast[®]-Verfahren prozessiert. Als abschließender Schritt erfolgte die Autoklavierung der Implantate. Dabei wurden die Implantate nach DIN-Normen über 20 Minuten mit einem Standardverfahren auf eine Temperatur von 121° Celsius erwärmt. Das Verfahren garantiert nach Angaben des Herstellers Keimfreiheit in Bezug auf Prionen, Viren, Pilze und bakterielle Erreger.

3.2.2 Gammasterilisation

Auch die gammasterilisierten Pins wurden aus dem bovinen, kompakten Knochen entnommen und nach dem auf Seite 15 beschriebenen Tutoplast[®]-Verfahren prozessiert. Als abschließender Schritt erfolgte eine Gammasterilisation. Dabei wurden die Implantate einer Strahlendosis von 17 bis maximal 20 kGy ausgesetzt. Auch bei diesem Verfahren ist nach Angaben des Herstellers Keimfreiheit garantiert.

Tutoplast® Processed Tissue

Safe... Proven... Simple...






Donor Selection	Serum Testing	Delipidization	Osmotic Treatment	Oxidative Treatment	Solvent Dehydration	Irradiation	Complete Traceability
AATB/FDA Standards <u>Pre-Selection:</u> <ul style="list-style-type: none"> • Medical/ Social Questionnaire to screen for risk factors • Physical Examination • Medical Director reviews records and releases donor 	CLIA Lab Tested <ul style="list-style-type: none"> • RPR (syphilis) • HIV 1 & 2 • Hep B Surface Antigen & Core Antibody • Hep C Virus Antibody • HTLV I & II Antibody • HIV 1 – P24 Antigen CLIA = Clinical Laboratory Improvement Act (1988)	Acetone Bath <ul style="list-style-type: none"> • Removes Lipids and red & white blood cells • Enhances healing characteristics 	Cellular destruction through Osmotic Shock <ul style="list-style-type: none"> • Removes DNA/RNA from cells • Removes bacteria 	Hydrogen Peroxide Treatment <ul style="list-style-type: none"> • Deproteinization process removes immunogenic structures • Inactivates enveloped and non-enveloped viruses 	Gentle treatment using organic solvents <ul style="list-style-type: none"> • Preserves the natural matrix of tissue • 5 Year Shelf Life 	Low Dose – (18 KGy) <ul style="list-style-type: none"> • maintains biomechanical properties • Maximum dose before strength compromise – 25 KGy • Industry Standard – 25 KGy • Sterile tissue and packaging • Tutoplast® sterilization dose significantly lower than industry standard 	Tracing of tissue from recipient to donor assured Reference samples held for 15 years
		Controlled Clean Room Processing					

Abbildung 3.1: Tutoplast®- Prozessierung

3.3 Zu untersuchende Materialien

- Tutofix[®] CB Pin zur Implantation: Durchmesser 2,0 mm, Länge 40 mm, gammabestraht.
- Tutofix[®] CB Pin zur Implantation: Durchmesser 2,0 mm, Länge 40 mm, autoklaviert.

3.4 Zum Versuch verwendete Tiere

Der Tierversuch wurde durch das Regierungspräsidium Gießen unter der Nummer II - 25.3 – 19c20 – 15 (1) MR 20/17 Nr. 18 /2002 genehmigt. Durchführungsort war die Tierversuchsanlage im Klinikum Lahnberge der Philipps-Universität Marburg. Tierversuche zum Abbauverhalten biodegradierbarer Materialien sind bereits an Kaninchen [5, 61, 62, 67, 68, 73, 79, 81, 87, 100, 101, 102, 103, 116, 123] und Ratten [5, 33, 55, 62, 124, 125] mit subkutanen und intraossären Implantationen vielfach durchgeführt worden. Kaninchen werden hierbei als Standardversuchsmodell für die Untersuchung der Biokompatibilität und des Abbau- und Einwachsverhaltens biodegradierbarer und biointegrierbarer Implantate im Weichteil- und Knochengewebe angesehen. Es sind aber auch an Hunden, Schafen und Schweinen in unterschiedlicher Ausprägung Untersuchungen vorgenommen worden [5]. Die Kleintierhaltung gestaltet sich wesentlich einfacher, als die von Hunden, Schafen oder Rindern und weist deutlich weniger logistische Probleme bei der Stallhaltung und Versorgung der Tiere auf. Die Knochen von Ratten sind für die Einbringung der biomechanisch zu testenden Pins von 2 mm Durchmesser zu klein und Implantate mit kleinerem Durchmesser genügen nicht den Anforderungen für eine biomechanische Testung nach der Explantation. Für die Versuchsserie wurden deshalb Chinchilla – Bastard-Kaninchen mit einem Alter von ca. 6 Monaten zum Zeitpunkt der Implantation verwendet. Das mittlere Gewicht der Tiere lag bei ca. 4 kg. Zur Unterscheidung waren die Tiere mit einer Nummer im Ohr versehen. Die Tiere wurden in einzelnen Käfigen getrennt voneinander gehalten. Je ein Kaninchen wurde in einer Box von ca. 0,25 m² untergebracht und bekam das handelsübliche Trockenfutter.

3.5 Zur Operation verwendete Materialien

3.5.1 Verwendete Medikamente

Zur Narkose wurde ein Ketamin-Rhompun[®]-Gemisch in einem Verhältnis von Ketamin zu Rhompun[®] 2,5: 1 verwendet. Dabei wurden initial zur Einleitung 1,5 ml des Ketamin-Rhompun[®]-Gemisches in den Musculus gluteus maximus injiziert, also 75 mg Ketamin und 30 mg Rhompun[®]. Bis zum Wirkungseintritt verging im Schnitt eine Zeit von 13 Minuten. Aufrechterhalten wurde die Narkose mit 0,5 ml i.v. (25 mg Ketamin, 10 mg Rhompun[®]) alle

20 Minuten, bzw. nach Bedarf. Die Narkosetiefe ließ sich gut anhand der Atemfrequenz des Kaninchens abschätzen.

3.5.1.1 Ketamin

Ketamin wurde in einer Konzentrationslösung von 50 mg/ml verwendet. Ketamin ist ein Derivat des Halluzinogens Phencyclidin. Es wirkt hauptsächlich durch nichtkompetitive Blockade von NMDA-Rezeptoren (Neurotransmitter ist hierbei Glutamat). Die empfohlene Dosis für Ketamin lag bei 4 - 10 mg/kg KG i.m.. Der Wirkungseintritt erfolgte nach 2 - 4 Minuten und hielt 10 - 20 Minuten an. Ketamin wirkt gut analgetisch und gering muskelrelaxierend. In diesem Versuch erhielt ein Tier von 4 kg Körpergewicht zur Einleitung der Narkose eine Dosis von 8 mg/kg KG i.m.. Nach jeweils 15 - 20 Minuten erfolgte eine weitere i.v. Nachinjektion von 3 mg/kg KG. Empfohlen waren allgemein 1 - 5 mg/kg KG.

3.5.1.2 Rhompun®

Der Wirkstoff dieses Medikamentes ist Xylazinhydrochlorid. Xylazinhydrochlorid wurde in einer Dosis von 20 mg/ml verwendet. Xylazinhydrochlorid führt zur Sedierung, Muskelrelaxierung und geringen Analgesierung. Tiere, die mit Xylazinhydrochlorid anästhesiert werden, müssen vorsichtig gehandhabt werden, da sie durch äußere Reize erweckbar sind und so gezielte Abwehrbewegungen ausführen können. Xylazinhydrochlorid kann gut mit Ketamin kombiniert werden, wobei 1 mg Xylazinhydrochlorid mit 2,5 - 7,5 mg Ketamin gemischt werden können. In dieser Studie wurde 1 mg Xylazinhydrochlorid mit 2,5 mg Ketamin gemischt. Nach i.m.-Injektion war die Wirkung nach 10 - 15 Minuten voll ausgeprägt. Die Wirkungsdauer des Gemisches betrug zwischen 15 - 20 Minuten.

3.5.1.3 T61®

T61® wird zur exzitationslosen Tötung benutzt und enthält als Wirkstoffe Embutramid, Tetracainhydrochlorid und Mebezoniumjodid. Embutramid wirkt stark narkotisierend und lähmend auf das Atemzentrum. Tetracainhydrochlorid ist ein Anästhetikum, Mebezoniumjodid lähmt die quergestreifte Muskulatur und die Atemmuskulatur und ruft einen schnellen Kreislaufkollaps hervor. In diesem Versuch wurden als letale Dosis 0,60 mg/kg KG i.v. injiziert.

3.5.1.4 Cefuroxim

Intraoperativ erhielten die Tiere ab Nummer 0002 B eine einmalige Gabe von 82,5 mg Cefuroxim i.v.. Dies erwies sich als günstig, da infolge der Operation bei zwei Tieren Infekte am Femur aufgetreten waren. Cefuroxim ist ein Cephalosporin der zweiten Generation und zur parenteralen oder oralen Anwendung geeignet. Es wirkt über eine Hemmung der Zellwandsynthese durch Blockade der Muraminsynthese und zählt zu den bakterizid wirksamen β -lactamasefesten Cephalosporinen mit einer guten Gewebepenetration. In diesem Versuch wurde Cefuroxim in einer Dosierung von 20,625 mg/kg KG verwendet.

3.5.1.5 Metamizol

Metamizol ist ein nichtsaures, antipyretisches Analgetikum der Stufe eins, das über eine periphere Hemmung der Schmerzempfindung durch Prostaglandinsynthesehemmung, bei höheren Dosierungen antipyretisch und spasmolytisch, wirksam ist. Es wird rasch aus dem Magen-Darm-Trakt resorbiert, mit einem Wirkungsbeginn nach ca. 20 – 30 Min. Die Wirkungsdauer beträgt ca. 3 – 5 Stunden, bei einer Plasmahalbwertszeit von 10 Stunden. Durch renale Elimination nach Umbau in der Leber in 4-Methylaminophenazon wird das Medikament wieder aus dem Körper ausgeschieden. In diesem Versuch wurde zur postoperativen Analgesie eine Dosierung von 250 mg/Tag über einen Zeitraum von vier Tagen verwendet.

3.6 Narkose und Operation der Tiere

3.6.1 Narkose

Das Kaninchen bekam eine i.m. Injektion in den Musculus gluteus maximus von 1,5 ml des oben genannten Ketamin-Rhompun[®]-Gemisches. Ca. 10 Minuten nach Einleitung war es möglich, dem Kaninchen einen i.v. Zugang über einen Butterfly[®] in die Ohrvene zu legen. Die Aufrechterhaltung der Narkose erfolgte jeweils durch fraktionierte Gaben von 0,5 ml des o. g. Gemisches (25 mg Ketamin, 10 mg Rhompun[®]) alle 15 bis 20 Min. Die Narkosetiefe lies sich gut anhand von Atemfrequenz und Muskeltonus steuern.

3.6.2 Vorbereitung der Kaninchen

Zum Schutz der Augen gegen Austrocknung der Cornea bekam das Kaninchen Dexpanthenolsalbe[®] in den Bindehautsack des Auges. Es folgte die Rasur des Kaninchens an den beiden Art. genu, jeweils ein Areal der Größe 5 x 3 cm für die Implantation der CB 2,0-Pins. Danach wurde am Rücken ein ca. 4 x 4 cm großes Areal zur Implantation der CB 2,0-Pins rasiert.

3.6.3 Wahl des Implantates für die jeweilige Körperseite

Nach dem Zufallsprinzip wurde für jedes Tier die Körperseite mit den autoklavierten und die Körperseite mit den gammasterilisierten CB 2,0-Pins festgelegt.

3.6.4 Operationsverfahren am Femur

Unter Narkose erfolgte ein Hautschnitt an der Medialseite des distalen Femur. Dabei lag die Schnittführung medial der Patella in Richtung auf das Os tibiae über dem Epicondylus medialis hin. Nach Durchtrennung des Retinaculum und kaudaler Inzision der Oberschenkelmuskulatur an der Grenze zwischen M. vastus medialis und M. rectus femoris wurde die Patella nach lateral luxiert. Es erfolgte die Freilegung des distalen Femur mit der Kondylenregion und die Ankörnung an der retropatellaren Gleitfläche am Os Femoris. Die Ankörnung diente als Leitschiene für die Bohrung des Kanals für den Pin im Femurmarkraum. Die Eröffnung des Markraums erfolgte durch Bohrung von distal nach proximal in der Gelenkfläche des Art. genu zur Implantation des Pins in den Femurmarkraum. Es erfolgte das Einbringen der Präparate, wobei das Pinstück mit einem Kirschner Draht in die Markhöhle vorgeschoben wurde. Die Naht von Faszie und Retinaculum wurde mit einer fortlaufenden, resorbierbaren

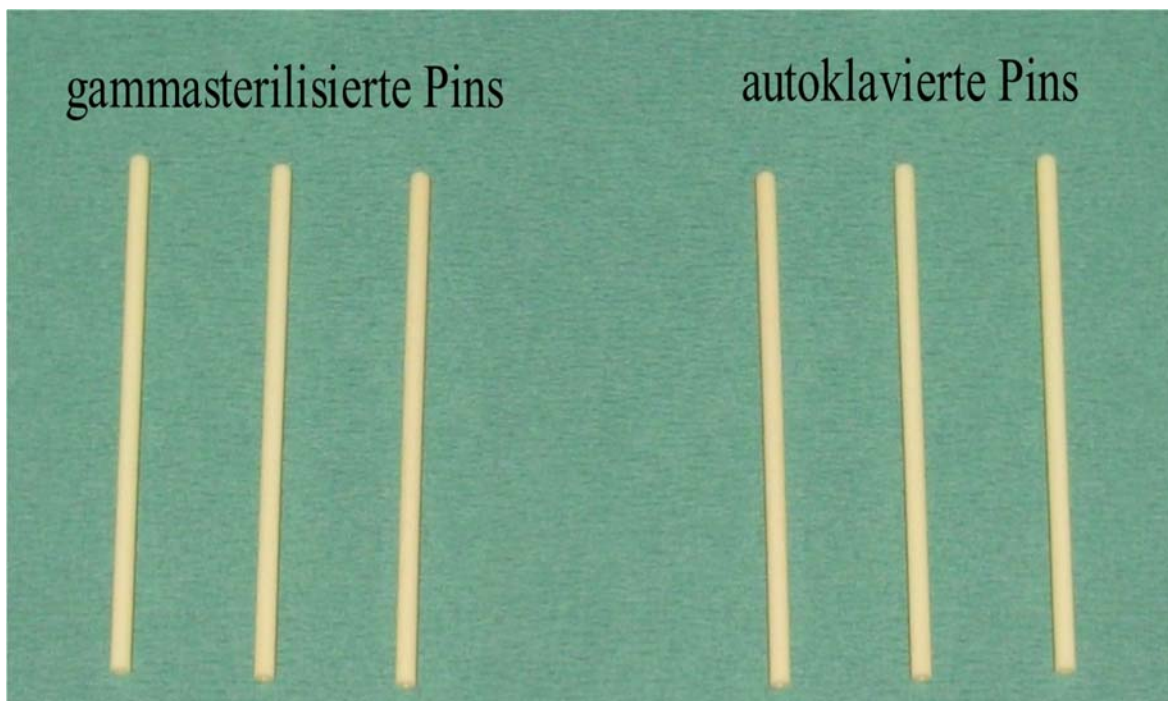


Abbildung 3.2: Pins vor der Implantation: im linken Teil des Bildes die gammasterilisierten CB 2,0-Pins im Zustand vor der Implantation und auf der rechten Seite des Bildes befinden sich die autoklavierten CB 2,0-Pins

Naht (PDS 4.0) vorgenommen. Die Haut wurde mit einer fortlaufenden, nichtresorbierbaren Naht (Miralene 4.0) verschlossen. Zum Schutz gegen postoperative Infekte wurde ein Sprühverband aufgetragen. Auf der kontralateralen Seite wurde die analoge Technik verwandt.

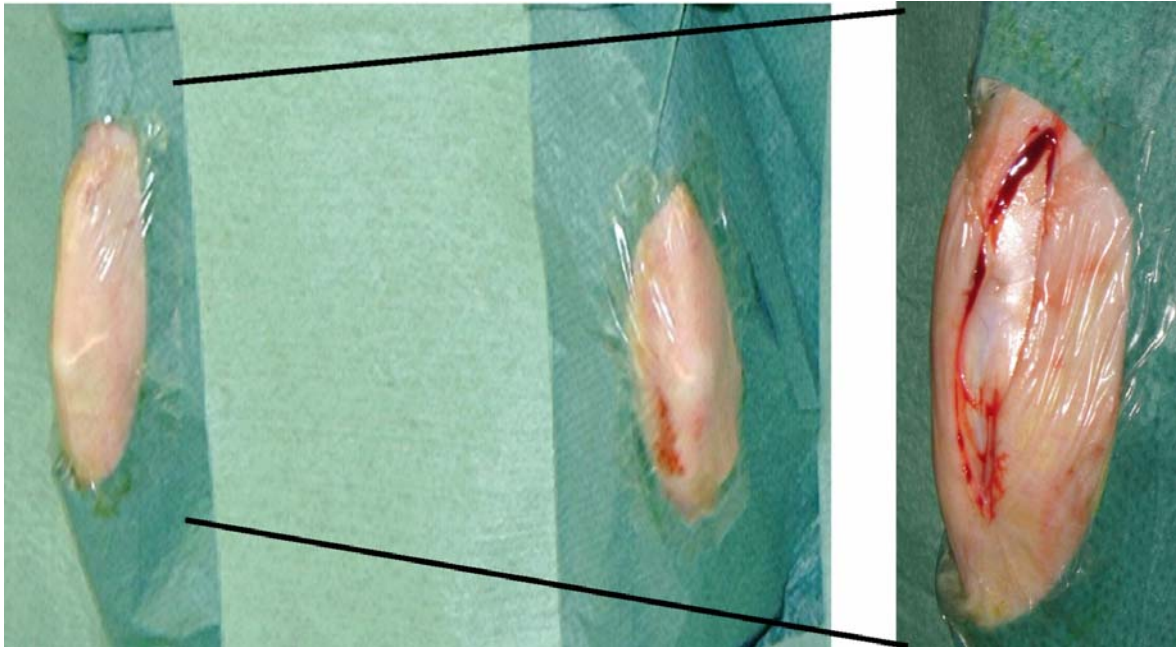


Abbildung 3.3: linkes Bild: Kaninchen unter der OP Abdeckung; rechtes Bild: Zustand nach mediopatellarem Hautschnitt

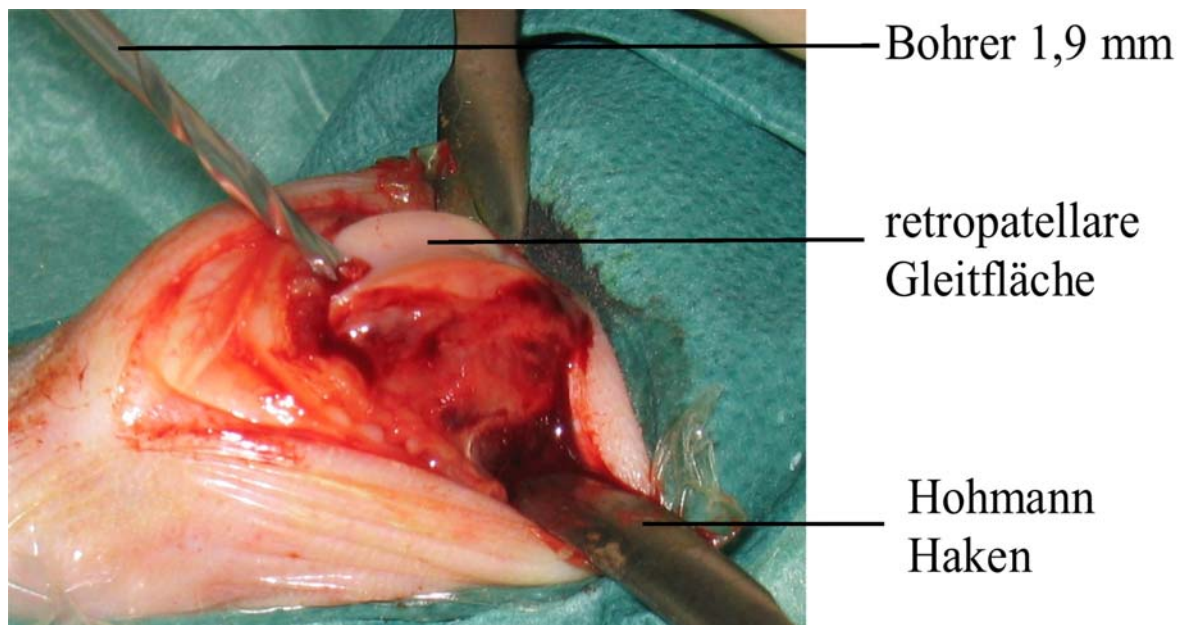


Abbildung 3.4: Bohrung des Kanals für den CB 2,0-Pin an der retropatellaren Gleitfläche

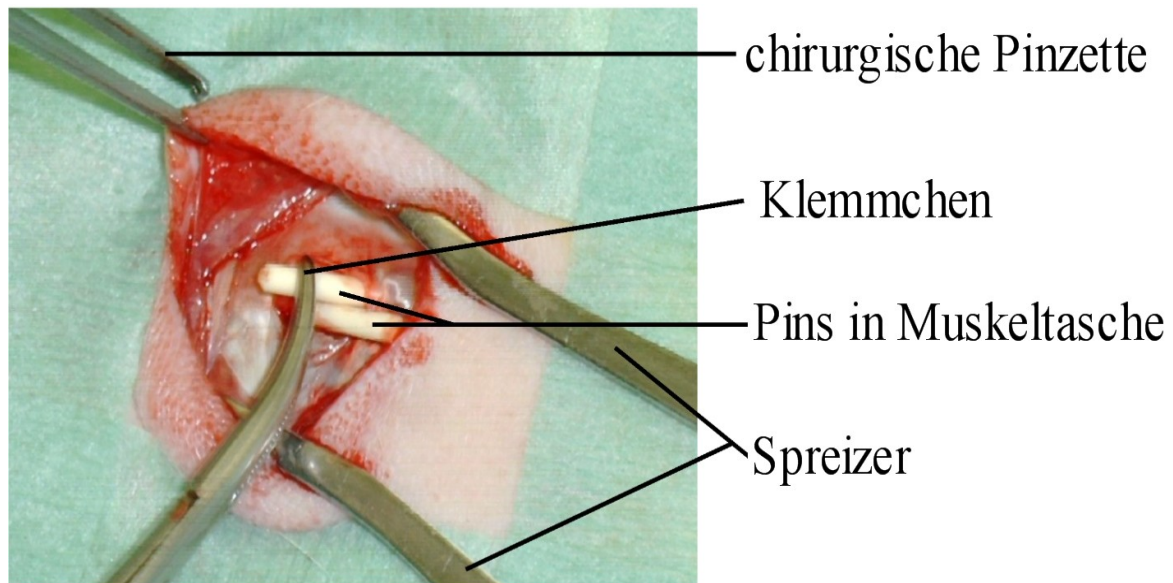


Abbildung 3.5: Implantation der CB 2,0-Pins in eine Muskeltasche in der autochthonen Rückenmuskulatur

3.6.5 Operationsverfahren am Rücken

Nach Implantation der Pins in den Femurmarkraum wurde das Tier in Bauchlage gebracht und fixiert. Es erfolgte im Bereich der mittleren Brustwirbelsäule die Inzision von Haut und von Faszie. Ein subfaszialer Kanal für die Pin-Implantation wurde mit einem Klemmchen durch stumpfe Präparation beiderseits in die Loge der paravertebralen Muskeln vorbereitet. Je ein Pin wurde nach kranial und kaudal vorgeschoben. Die Faszie wurde anschließend mit einer resorbierbaren Z-Naht und die Haut mit einer nichtresorbierbaren, einfachen Naht mit den o.g. Nahtmaterialien verschlossen. Auch hier erfolgte wieder die Auftragung eines Sprühverbandes zur Vermeidung postoperativer Infektionen.

3.6.6 Ausleitung der Operation

Nach Beendigung der OP wurde der i.v.-Zugang entfernt und die Blutung temporär komprimiert. Zur postoperativen Analgesie bekamen die Kaninchen für vier Tage Novamin in der Dosierung 250 mg/d. Da die Ossa femora der Tiere belastungsstabil versorgt waren, musste keine Immobilisation erfolgen.

3.7 Explantation

Bei der Explantation wurden die Tiere mit 1,5 ml des Ketamin-Rhompun[®]-Gemisches i.m. analgosediert. Es erfolgte das Legen eines Butterfly[®] in die Ohrvene. Die Abtötung erfolgte mit 2 ml T 61[®] Lösung. Die Kniegelenke beider Seiten wurden geröntgt. Dabei wurde auf eine Extension und mäßige Innenrotation des Kniegelenks und Innenrotation des Hüftgelenks geachtet, so dass im ap. Strahlengang die Art. genu überlagerungsfrei dargestellt wurden. Hierbei konnte meist auf die Lage der Pins im Femurmarkraum geschlossen werden. Die Explantation erfolgte nun durch Entnahme der kompletten Ossa femora beiderseits. Nach Eröffnung der Markhöhle von proximal nach distal wurden die Pins entnommen und in 0,9%ige Natriumchloridlösung zur Säuberung eingelegt. Anschließend erfolgte beiderseits paravertebral eine Inzision. Anschließend konnten die CB 2,0-Pins gut in der Rückenmuskulatur getastet werden. Sie wurden mit umliegendem Gewebe entfernt und dann vorsichtig freipräpariert.



Abbildung 3.6: Explantation der CB 2,0-Pins: linkes Bild: die entnommenen Ossa femora, darüber sind die in die Rückenmuskulatur implantierten CB 2,0-Pins dargestellt; Mittleres Bild: der implantierte CB 2,0-Pin liegt teils sichtbar in der Markhöhle; rechtes Bild: CB 2,0-Pin nach der Explantation aus dem Femurmarkraum

3.8 Vorversuch

Als Vorversuch wurden zur Bestimmung der Ausgangswerte je 12 autoklavierte und 12 gammasterilisierte Pins trocken im Drei-Punkt-Biegeversuch und im Scherversuch getestet. Die Pins wurden aus der sterilen Verpackung entnommen und direkt im Anschluss getestet. Sie wurden lediglich leicht mit einer vorher desinfizierten Pinzette berührt. Die im Drei-Punkt-Biegeversuch und Scherversuch ermittelten Werte wurden als Vergleichswerte zu den in den Tieren implantierten Pins gesetzt. Es wurden das Gewicht, die Länge und der Durchmesser der Implantate bestimmt. Die Pins wurden keiner Rehydratation ausgesetzt, da die Beeinflussung der verschiedenen Festigkeitsparameter durch eine Rehydratation für den kompakten Knochen bereits in der Literatur beschrieben wurde [3, 19, 27, 41, 57].

3.9 Ermittlung der morphometrischen Daten und Methodik der Testung

Für diesen Versuch wurden Messgeräte mit Fehlergrenzen von $\pm 0,01$ mm zum Messen der Durchmesser der Probenkörper, von $\pm 0,1$ mm zum Messen der Prüfstützweite und von $\pm 0,01$ mm zum Messen der Durchbiegung im Drei-Punkt-Biege- und Scherversuch verwendet. Die Messungen der Durchmesser, Längen und Prüfstützweiten bei der Explantation wurden mit einer Schieblehre durchgeführt. Die Gewichtsbestimmung der explantierten Pins wurde mit einer Feinwaage der Firma *SARTORIUS* durchgeführt. Die im biomechanischen Versuch gemessenen Werte wurden von einer Prüfmaschine mit EDC-5-Elektronik (**Ex**ternet-**D**igitaler-**C**ontroller) der *KARL-FRANK-GmbH* aus Weinheim-Birkenau vom Typ 81806 aufgenommen. Die Verbindung über eine serielle Schnittstelle zwischen der EDC-Elektronik und dem Computer ermöglichte die komplett computergesteuerte Bedienung der Maschine über ein Prüfprogramm (*Frank-Prüfsoftware für Windows*). Nach dem Wiegen und der Vermessung der Probenkörper erfolgte die biomechanische Testung im Drei-Punkt-Biegeversuch und im Scherversuch im unteren Arbeitsbereich der Prüfmaschine mit einer Vorkraft bis zum Start der Messung von 1 N. In der Vorkraft bewegte sich die Traverse mit 10 mm/min abwärts. Beim Messstart wurde dann automatisch die Geschwindigkeit auf 2 mm/min reduziert. Während eines Belastungsvorganges erfolgte die synchrone Messwerterfassung von Kraft (F) und Weg (S). Sechs Messgrößen wurden definierten Messpunkten der Kraft (in Newton pro mm²) bei einer Durchbiegung von 0,2 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 6 mm und 10 mm zugeordnet. Darüber hinaus wurden als wichtige Größen das Kraftmaximum im Messzyklus (F_{\max} in Newton) und die zurückgelegte Strecke bei Kraftmaximum (S_{\max} in Millimeter) mit Hilfe der *FRANK-Prüfmaschine* erfasst. Das Materialversagen wurde bei einer Durchbiegung von 4 mm definiert.

Die Testung der Implantate erfolgte im Drei-Punkt-Biegeversuch und mit entstehenden Bruchstücken zweimal im Scherversuch. Die Darstellung der ermittelten Werte wurde dabei jeweils im Kraft–Weg–Diagramm festgehalten.

3.9.1 *Drei-Punkt-Biegeversuch*

Die explantierten Probenkörper wurden auf zwei runde Aufleger gelegt, die in einem Abstand von 20 mm (Prüfstützweite) zueinander standen. Eine Druckfinne (Biegestempel) wurde mit definierter Geschwindigkeit (2 mm/min) auf die Mitte des Probekörpers gefahren und übte auf diesen eine Last aus. Die maximale Prüfbeanspruchung lag bei 1000 Newton. Die Belastung wurde mit Hilfe eines Kraftaufnehmers (Messsonde) gemessen.

Zusammenfassung der verwendeten Parameter:

- | | | |
|---|----------------------------|-----------|
| • | Prüfstützweite | 20 mm |
| • | Radius der Druckfinne | 5 mm |
| • | Radius der Aufleger | 1,89 mm |
| • | Testgeschwindigkeit | 2 mm/Min. |
| • | Maximale Prüfbeanspruchung | 1000 N |

Aus den Kurven wurden folgende Werte als wichtigste Parameter ermittelt:

- Bruchkraft F_{max} [N]
- Durchbiegung S_{max} [mm]
- Bruchenergie [Nm]
- Steifigkeit F_{max}/b [N/mm] in der linearen Region

Der Elastizitätsmodul ist ein Maß für die Steifigkeit des zu testenden Materials. Es beschreibt also die Widerstandsfähigkeit gegenüber Verformung. Biegefestigkeit und E-Modul wurden über folgende Formeln berechnet:

$$\text{Biegefestigkeit: } \frac{8 \times F_{\max} \times L}{\pi \times D^3}$$

$$\text{Elastizitätsmodul: } \frac{4 \times L^3 \times F}{3 \times \pi \times D^4 \times d}$$

Legende:

F_{\max}	= Maximalkraft beim Bruch	[N]
L	= Prüfstützweite	[mm]
D	= Durchmesser des Probenkörpers	[mm]
d	= Durchbiegung des Testkörpers	[mm]
F/d	= Steigung der zu Beginn als linear angenommenen Kraft-Dehnungs-Kurve	[N/mm]

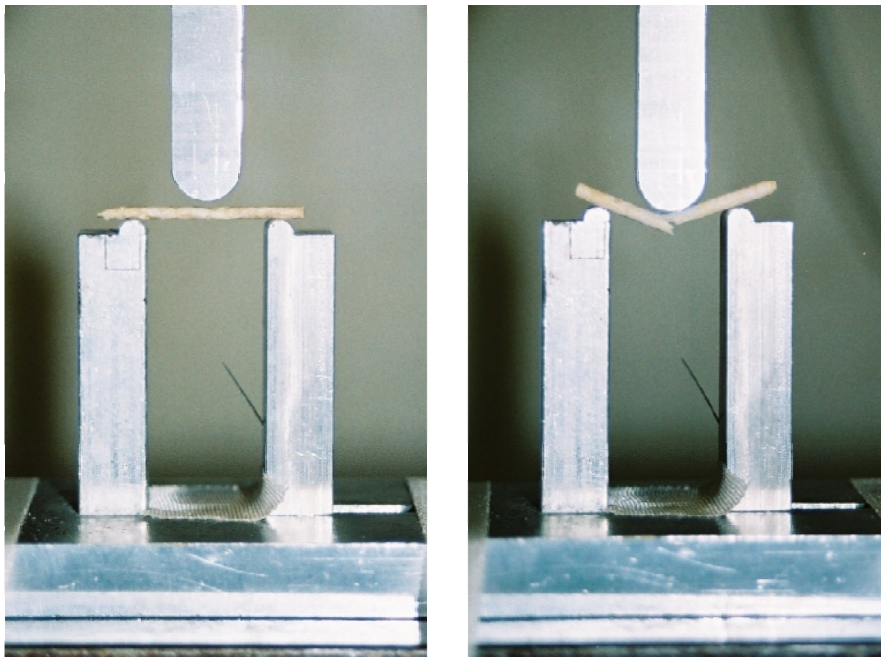


Abbildung 3.7: CB 2,0-Pin im Drei-Punkt-Biegeversuch

3.9.2 Scherversuch

Für den Scherversuch wurden freundlicherweise von der Feinmechanikerwerkstatt des Klinikums der Philipps-Universität Marburg zwei Metallblöcke hergestellt, die sieben untereinander angebrachte Bohrungen mit Durchmessern von 1,6 mm bis 2,2 mm an zueinander korrespondierenden Stellen enthielten. Ein Metallblock wurde fest verankert, der andere an der beweglichen Traverse der Prüfmaschine befestigt, an der auch die Messsonde angebracht war. Nun wurden diese beiden Blöcke so zueinander justiert, dass sie reibungsfrei in einem minimalen Abstand aneinander vorbeigleiten konnten. In der Ausgangsstellung bildeten die Bohrlöcher eine Flucht, so dass der zu testende CB 2,0 mm Pin in das für seinen Durchmesser optimal passende Loch geschoben werden konnte. So sollte vermieden werden, dass sich

der Probenkörper in seinem Bohrloch verkantet und dann neben den erwünschten Scherkräften auch unerwünschte Biegekräfte auftreten. Aus folgender Beziehung zwischen der Maximalkraft F_{\max} und der Scherfläche S_0 wird die Scherfestigkeit berechnet:

$$\text{Scherfestigkeit [N/mm}^2\text{]} = F_{\max} \text{ [N]} / S_0 \text{ [mm}^2\text{]}$$

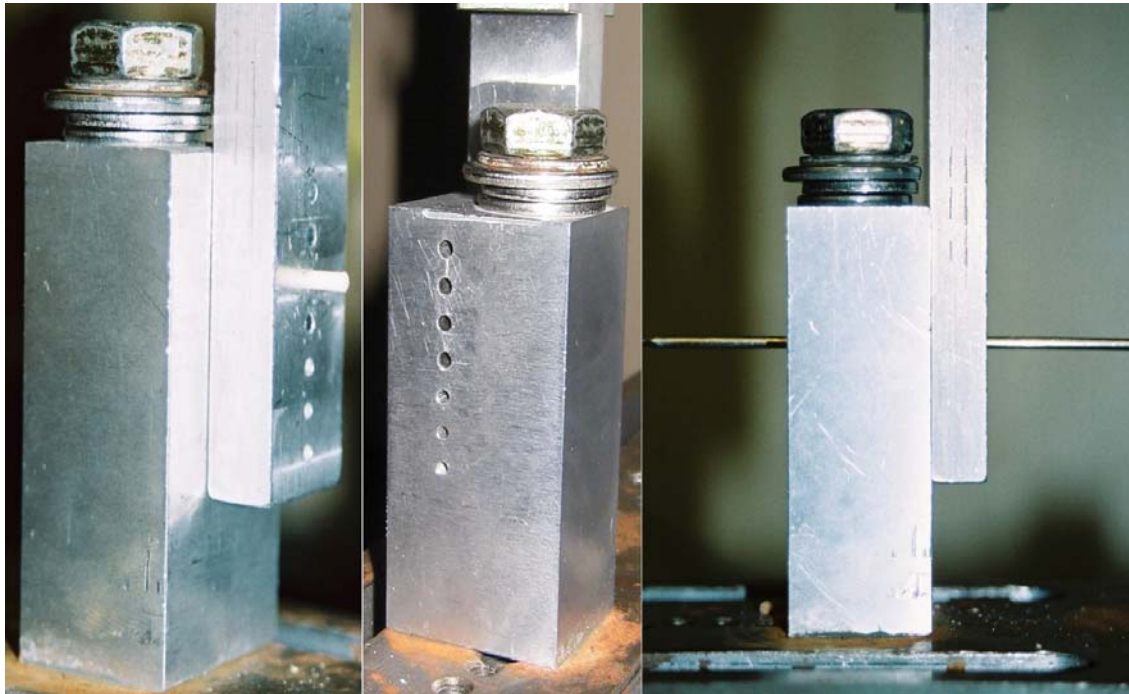


Abbildung 3.8: linkes und mittleres Bild: CB 2,0 mm Pin im Scherversuch; rechtes Bild: hier ist zur Verdeutlichung ein Kirschner Draht durch die Bohrlöcher geschoben

3.10 Statistik

Die ermittelten Werte wurden mittels eines PCs mit einem Intel 4[®] Chipsatz und einer Taktfrequenz von 2,66 GHz verwaltet. Zuerst wurden die Werte in Microsoft Excel[®] in tabellarischer Form mit Zuordnung zu Tiernummer, Zeitraum und Lokalisation eingegeben. Danach wurden die Daten in das Statistikprogramm SPSS für Windows[®], Version 11.5, mit einer Campuslizenz importiert. In SPSS erfolgte die weitere statistische Auswertung.

Zur statistischen Auswertung wurden zunächst die Testdaten der beiden verwendeten Materialien getrennt voneinander betrachtet. Die Testdaten der autoklavierten und gammasterilisierten Pins wurden, ausgehend vom Trockenzustand bis zum Zeitpunkt von 52 Wochen, analysiert und auf signifikante Unterschiede zueinander untersucht, ohne nach dem Implantationsort zu unterscheiden. Anschließend wurden die gammasterilisierten und die autoklavierten Pins auf Unterschiede der Testwerte zwischen den verschiedenen Implantatlagern

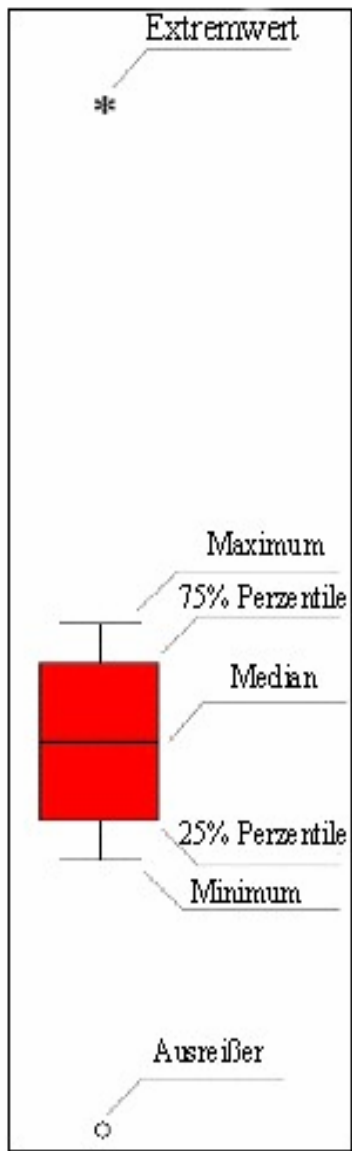
untersucht. Beide Materialien waren in gleicher Verteilung für beide Implantatarten sowohl im knöchernen Lager (Femurmarkraum) als auch im Weichteillager (autochthone Rückenmuskulatur) untergebracht. Auf jeder Körperseite waren Pins einer Sterilisationsart, jeweils ein Pin im Femurmarkraum und jeweils zwei Pins in der autochthonen Rückenmuskulatur, implantiert. Auf der kontralateralen Seite waren analog die Pins der anderen Sterilisationsart implantiert.

Neben der Biegefestigkeit [N/mm²], der Scherfestigkeit [N/mm²] und dem Elastizitätsmodul [N/mm²] wurde auch die Durchbiegung beim Bruch [mm] in die Auswertung der Materialien einbezogen. Zusätzlich wurden verschiedene morphometrische Parameter analysiert. Diese waren der Durchmesser [mm], die Länge [mm] und das Gewicht [g] sowie die errechneten Werte für die Querschnittsfläche [mm²], das Volumen [ml] und die Dichte [g/cm³] der Probenkörper.

Mit der explorativen Datenanalyse der ermittelten Parameter erfolgte also eine deskriptive Analyse der Werte mit Darstellung von Lagemaßen (Mittelwert, Median) und Streuungsmaßen (Standardabweichung, Standardfehler, Range, Minimum, Maximum). Die übersichtliche graphische Darstellung der Ergebnisse der deskriptiven Statistik erfolgte anhand von sogenannten Boxplot-Diagrammen.

Der Strich innerhalb der Box kennzeichnet den Median, die untere Grenze der Box das 25%-Perzentil und die obere Grenze das 75%-Perzentil, so dass die mittleren 50% der Werte innerhalb der Box liegen. Die ober- und unterhalb der Box stehenden Querstriche geben den größten und kleinsten Wert an, der nicht als Ausreißer oder Extremwert bezeichnet werden kann. Ausreißer (Symbol: o) sind dadurch charakterisiert, dass sie um mehr als das 1,5fache der Länge der Box entfernt liegen. Extremwerte (Symbol: *) liegen mehr als das 3fache entfernt.

An einem Pin wurden keine Messwiederholungen durchgeführt, sondern die Messgruppen setzten sich aus unterschiedlichen Pins, die in unterschiedliche Tiere implantiert waren, zusammen. Deshalb handelte es sich um eine ungepaarte Stichprobe. Zur Auswertung von statistisch signifikanten Unterschieden über die Gesamtheit der Zeiträume, die pro Zeitraum eine Messgruppe definierten, wurde zunächst der *Kruskal-Wallis-H-Test* durchgeführt. Mit Hilfe des *Kruskal-Wallis-H-Testes* kann nur eine allgemeine Aussage darüber getroffen werden, ob innerhalb der Gesamtheit der untersuchten Stichproben ein signifikanter Unterschied besteht oder nicht. Eine statistische Signifikanz ist ab einer asymptotischen Signifikanz von $p \leq 0,05$ vorhanden.



Zeigte sich im *Kruskal-Wallis-H-Test* ein statistisch signifikanter Unterschied über alle Zeiträume, wurden nun mit Hilfe des *U-Testes nach Mann und Whitney* die einzelnen Zeiträume in einem paarweisen Vergleich untersucht. Auch im *U-Test nach Mann und Whitney* ist eine asymptotische statistische Signifikanz ab $p \leq 0,05$ vorhanden. Zeigte sich im *Kruskal-Wallis-Test* keine statistische Signifikanz wurde keine weitere Auswertung mehr vorgenommen.

Um die autoklavierten und gammasterilisierten Pins miteinander zu vergleichen, wurde der *Wilcoxon-Vorzeichen-Test* gewählt. Hierbei wurde davon ausgegangen, dass es sich um eine verbundene Stichprobe handelt, da die Abbauprozesse an einem Pin die Abbauprozesse an den anderen im Körper implantierten Pins beeinflussen könnten. Im *Wilcoxon-Vorzeichen-Test* liegt bei einem p-Wert von $p \leq 0,05$ ein statistisch signifikanter Unterschied vor.

Abbildung 3.9: Beispielhafte Darstellung eines Boxplot-Diagramms mit erklärender Beschriftung

4 Ergebnisse

4.1 Allgemeines zur Auswertung

Neben der Erläuterung von Ergebnissen der praktischen Durchführung des Tierversuches (Narkose, Operation, Explantation) wird im Folgenden besonders auf die Ergebnisse der biomechanischen Testung der Probenmaterialien eingegangen.

Die explorative Datenanalyse der Testwerte ergab eine große Anzahl deskriptiver Einzeldaten. Es wurde darauf verzichtet, alle diese Daten im Text näher zu erläutern. Eine statistische Auswertung kam aufgrund der niedrigen Fallzahl nicht für jeden Einzelwert in Betracht. Aus diesem Grund befindet sich im Anhang dieser Arbeit eine detaillierte tabellarische Auflistung der Einzeldaten.

Je nach dem für die statistische Auswertung verwendeten Test beziehen sich die im Folgenden verwendeten Prozentangaben entweder auf den Median oder den Mittelwert; darauf wird aber im Anfangsteil der statistischen Auswertung jeweils gesondert verwiesen.

4.2 Komplikationen

Insgesamt wurden 38 Tiere verwendet, von denen ein Tier (2,6%) aufgrund einer intraoperativen Narkosekomplikation in Form eines Atemstillstandes verstarb. Ein weiteres Kaninchen starb im Verlauf der Studie und war aufgrund des Todeszeitpunktes nicht zur biomechanischen Testung zu verwenden. Insgesamt wurden somit 36 Tiere in die Auswertung einbezogen. 108 autoklavierte und 108 gammasterilisierte CB 2,0-Pins wurden eingesetzt.

Bei den 36 in die Studie eingeschlossenen Tieren zeigten sich folgende intraoperative Komplikationen: Bei einem Tier verdrehte sich der Bohrer im Weichteilgewebe des Femur und es kam innerhalb eines Monats zur Ausbildung eines Infektes mit Eiterbildung kniegelenksfern im paraossären Weichteilgewebe. In der Folge musste das Tier explantiert werden. Ein weiteres Tier musste nach einem Monat Implantationsdauer explantiert werden, da sich ebenso kniegelenksfern ein paraossärer Weichteilinfekt zeigte. Bei einem weiteren Tier wurde das Lig. Patellae verletzt, jedoch zeigten sich im Verlauf keine Einschränkungen des Tieres.

Bei der Explantation zeigten sich folgende Komplikationen: Bei fünf Tieren zeigten sich blutig seröse Ergüsse im Kniegelenk. Hiervon waren nur Tiere mit einer Implantationsdauer bis zu einer Woche betroffen. Bei der Explantation aus dem Femurmarkraum zerbrachen vier gammasterilisierte Pins. Diese konnten in Folge nur im Scherversuch getestet werden. Zwei gammasterilisierte, in die Rückenmuskulatur implantierte Pins wiesen eine interpleurale

bzw. intrapulmonale Fehllage auf und wurden deshalb keiner biomechanischen Testung unterzogen. Ein autoklavierter und ein gammasterilisierter Pin waren nach 52 Wochen Implantationsdauer im Femurmarkraum mehrfach frakturiert. An diesen Pins konnten keine Drei-Punkt-Biegeversuche durchgeführt werden. Ein Pin wies eine partielle Fehllage außerhalb des Femurmarkraums auf. Das Femur wies auf der Rückfläche ein Bohrloch auf, so dass der Pin partiell ins Weichteilgewebe geschoben worden war. Ein weiteres Tier wies eine distale Femurfraktur auf, die intravital jedoch asymptomatisch geblieben war. Bei einem Tier zeigte sich ein Abszess implantatfern in der Rückenmuskulatur.

Insgesamt wurden 107 Testungen an autoklavierten Pins im Drei-Punkt-Biegeversuch und 216 Testungen mit den jeweils zwei entstehenden Fragmenten im Scherversuch durchgeführt. An gammasterilisierten Pins wurden insgesamt 102 Testungen im Drei-Punkt-Biegeversuch und 212 Testungen an gammasterilisierten Pins mit den jeweils zwei entstehenden Fragmenten im Scherversuch durchgeführt.

4.3 Allgemeines zur Auswertung

Die explorative Datenanalyse der Testwerte ergab eine große Anzahl deskriptiver Einzeldaten. Es wurde darauf verzichtet, alle diese Daten im Text näher zu erläutern. Eine statistische Auswertung kam aufgrund der niedrigen Fallzahl nicht für jeden Einzelwert in Betracht. Aus diesem Grund befindet sich im Anhang dieser Arbeit eine detaillierte tabellarische Auflistung der Einzeldaten.

Je nach verwendetem Test für die statistische Auswertung beziehen sich die im Folgenden verwendeten Prozentangaben entweder auf den Median oder den Mittelwert. Darauf wird im Anfangsteil eines jeden Abschnitts nochmals verwiesen.

4.4 Ergebnisse zu den im Trockenzustand untersuchten Pins

4.4.1 Autoklavierte Pins

12 autoklavierte Pins wurden im Trockenzustand untersucht. Die Pins wurden nach Entnahme aus der Verpackung morphometrisch vermessen und anschließend biomechanisch im Scherversuch und im Drei-Punkt-Biegeversuch in Anlehnung an DIN-Normen untersucht. Die Ergebnisse der morphometrischen und biomechanischen Untersuchung können der nachfolgenden Tabelle entnommen werden.

	Mittelwert	STAW	Median	Range	Maximum	Minimum
Durchmesser [mm]	2,01	0,01	2,00	0,02	2,02	2,00
Längendifferenz [mm]	0	0	0	0	0	0
Gewicht [g]	0,22	0,01	0,22	0,03	0,23	0,20
Fläche [cm ²]	3,16	0,03	3,14	0,05	3,19	3,14
Volumen [ml]	0,13	0,00	0,13	0,00	0,13	0,13
Dichte [g/cm ³]	1,72	0,08	1,71	0,22	1,84	1,62
Bruchkraft [N]	55,24	9,10	53,91	27,49	72,27	44,78
F bei S=0,2 mm [N]	16,35	1,08	16,80	2,75	17,28	14,53
S max [mm]	0,62	0,14	0,59	0,38	0,80	0,42
E-Modul [N/mm ²]	17327,20	1250,95	17402,65	4692,70	19612,00	14919,30
Biegefestigkeit [N/mm ²]	346,23	66,76	319,45	212,80	464,10	251,30
Scherkraft [N]	279,62	57,82	277,99	205,23	369,02	163,79
Scherfestigkeit [N/mm ²]	88,82	18,15	89,40	65,40	117,50	52,10

Abbildung 4.1: Tabelle: Morphometrische und biomechanische Ergebnisse der autoklavierten CB 2,0-Pins im Trockenzustand

4.4.2 Gammasterilisierte Pins

12 gammasterilisierte Pins wurden im Trockenzustand untersucht. Es wurde analog zu den autoklavierten Pins vorgegangen. Die Ergebnisse der morphometrischen und biomechanischen Untersuchung können der nachfolgenden Tabelle entnommen werden.

	Mittelwert	STAW	Median	Range	Maximum	Minimum
Durchmesser [mm]	1,91	0,01	1,92	0,02	1,92	1,90
Längendifferenz [mm]	-0,04	0,13	-0,05	0,45	0,20	-0,25
Gewicht [g]	0,2416	0,0090	0,2434	0,0266	0,2541	0,2275
Fläche [cm ²]	2,87	0,02	2,89	0,05	2,89	2,84
Volumen [ml]	0,12	0,00	0,12	0,00	0,12	0,11
Dichte [g/cm ³]	2,10	0,08	2,10	0,26	2,22	1,96
Bruchkraft [N]	36,30	5,28	35,75	17,28	46,74	29,46
F bei S=0,2 mm [N]	15,48	1,46	15,52	3,93	17,68	13,75
S max [mm]	0,40	0,07	0,39	0,24	0,56	0,32
E-Modul [N/mm ²]	19716,6	1956,2	19520,7	5229,6	22773,7	17544,1
Biegefestigkeit [N/mm ²]	264,8	37,9	258,6	125,0	338,1	213,1
Scherkraft [N]	188,85	31,52	187,95	132,17	267,09	134,92
Scherfestigkeit [N/mm ²]	65,67	10,83	65,60	45,70	92,30	46,60

Abbildung 4.2: Tabelle: Morphometrische und biomechanische Ergebnisse der gammasterilisierten CB 2,0-Pins im Trockenzustand

4.5 Ergebnisse zu allen explantierten Pins

Alle in den Abschnitten 4.3.1 bis 4.6.4.4 angegebenen Prozentwerte beziehen sich aufgrund des Studiendesigns auf den Median. Darauf wird im Text nicht nochmals verwiesen. Aufgrund der Menge der anfallenden Daten ist eine Auflistung aller erhobenen Daten den Tabellen im Anhang zu entnehmen. Ebenso findet sich im Anhang eine Tabelle mit Auflistung aller erhobenen statistischen Signifikanzen.

4.5.1 Ergebnisse zu den autoklavierten Pins

4.5.1.1 Morphometrische Daten

Makroskopische Aspekte

Insgesamt war der makroskopische Aspekt der autoklavierten CB 2,0-Pins intraindividuell und interindividuell sehr unterschiedlich, zum Beispiel in Bezug auf die Oberfläche, die im Verlauf ab einer Implantationsdauer von acht Wochen zunehmend aufgeraut erschien. Die Pins lagen frei in der Markhöhle.

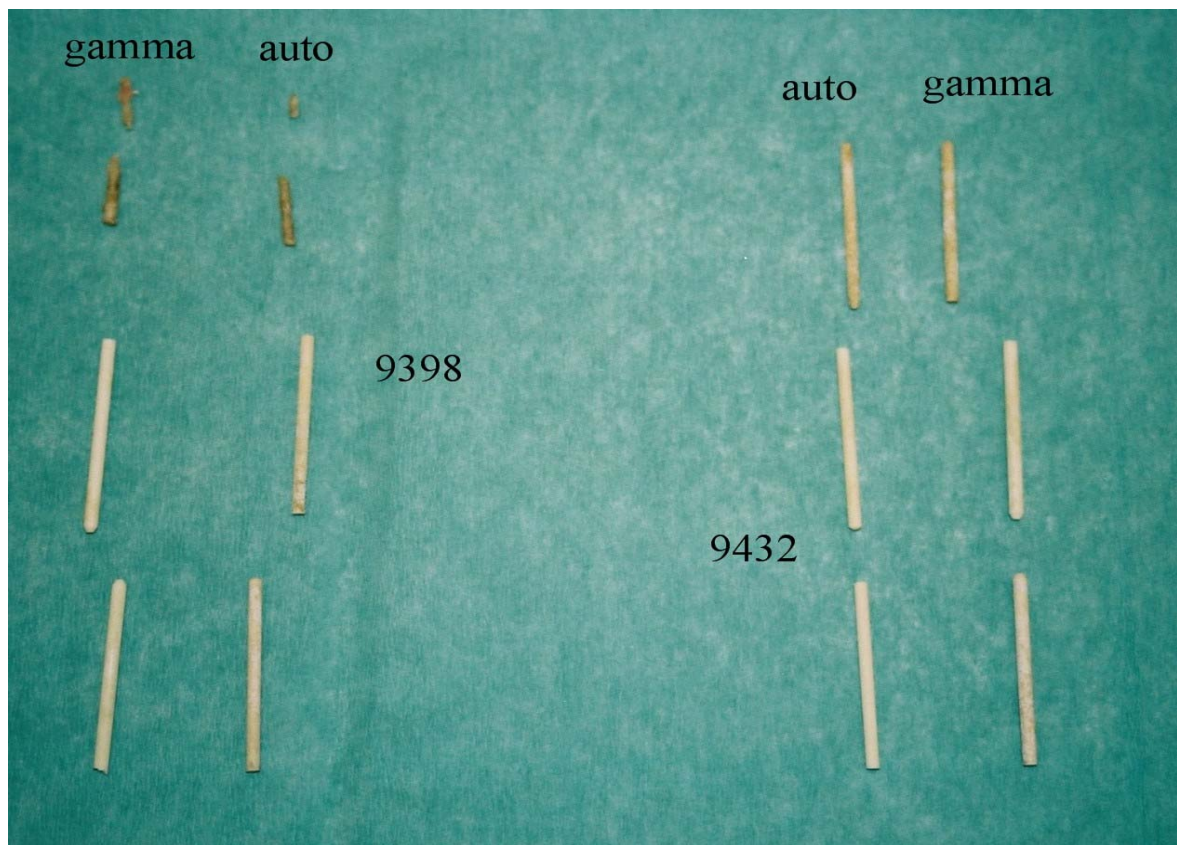


Abbildung 4.3: Morphologie der CB 2,0-Pins nach 52 Wochen Implantationsdauer: in der oberen Pinreihe befinden sich die in den Femurmarkraum implantierten Pins, in den beiden darunter befindlichen Pinreihen sind die in die Rückenmuskulatur implantierten Pins dargestellt. Die Nummer markiert die Tiernummer des Kaninchens, in das die Pins implantiert waren. Die in den Femurmarkraum implantierten Pins im Kaninchen 9398 sind deutlich fragmentiert, während die Pins des Kaninchens mit der Nummer 9432 fast unverändert gegenüber dem Trockenzustand waren.

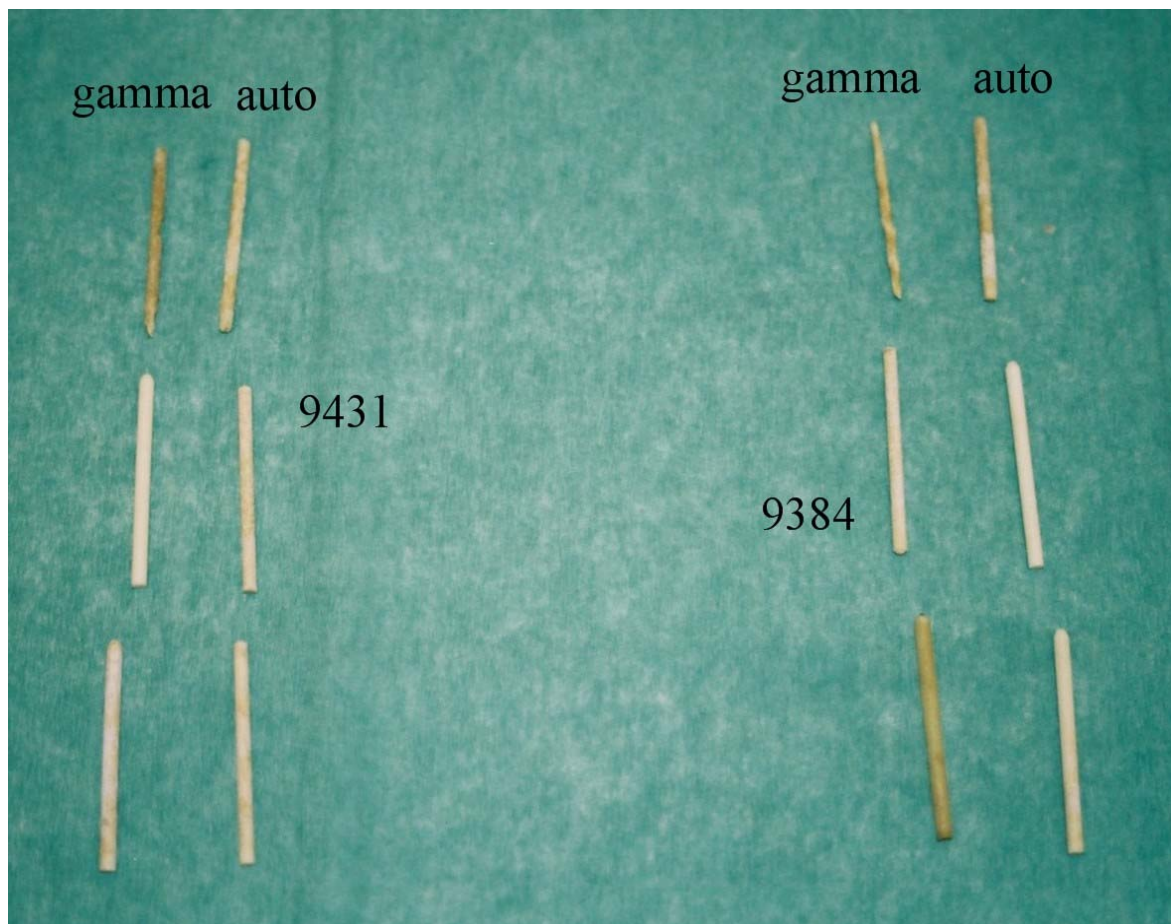


Abbildung 4.4: Morphologie der CB 2,0-Pins nach 52 Wochen Implantationsdauer: in der oberen Pinreihe befinden sich die in den Femurmarkraum implantierten Pins, in den beiden darunter befindlichen Pinreihen sind die in die Rückenmuskulatur implantierten Pins dargestellt. Die Nummer markiert die Tiernummer des Kaninchens, in das die Pins implantiert waren. Der in den Femurmarkraum des Tieres 9384 implantierte gammasterilisierte Pin wies eine deutliche Aufrauung der Oberfläche auf.

Eine Fragmentation der Pins war erstmalig nach 32 Wochen nachweisbar. Die Fragmentation der Pins nahm mit der Implantationsdauer zu, wobei diese auch wieder sehr inkonstant war. Hier fiel auf, dass einige Pins nach 52 Wochen noch wie im Trockenzustand aussahen, andere Pins waren jedoch schon nach 32 Wochen fragmentiert. Bei Explantation der in die Rückenmuskulatur implantierten Pins zeigte sich bei zwei autoklavierten Pins (2,8%) eine bindegewebige Umscheidung. Die Umscheidung trat bei einem Pin nach 52 Wochen Implantationsdauer auf, bei einem weiteren Pin war die Umscheidung nach 32 Wochen Implantationsdauer nachweisbar. Diese Pins zeigten keine makroskopisch sichtbaren Abbauvorgänge.

Von den morphometrischen Daten werden im Folgenden nur der Durchmesser und die Dichte aufgeführt, da diese eine Relevanz in Bezug auf eine eventuell stattfindende Rehydratation

haben. Die weiteren morphometrischen Daten und die entsprechenden Werte können den Tabellen 8.1.1 und 8.1.3 im Anhang entnommen werden.

Durchmesser (Tab. 8.1.1 u. 8.1.3)

Ausgehend vom Trockenzustand kam es innerhalb des ersten Tages nach der Implantation zu einer statistisch signifikanten Zunahme ($p < 0,01$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des Durchmessers autoklavierter CB 2,0-Pins um 5%. Nach zwei Wochen Implantationszeit stieg der Durchmesser um 4,7% statistisch signifikant ($p = 0,004$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) an. In der vierten Woche war eine statistisch signifikante Abnahme ($p = 0,008$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des Durchmessers um 4,5% nachweisbar. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Zunahme ($p < 0,01$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des Durchmessers um 5% nachweisbar. Das Maximum des Durchmessers lag nach einer und zwei Wochen Implantationsdauer vor, das Minimum war im Trockenzustand nachzuweisen. Die breiteste Range war in den Zeiträumen von 16 und 52 Wochen nachweisbar.

Dichte (Tab. 8.1.1 u. 8.1.3)

Die Dichte der autoklavierten CB 2,0-Pins stieg vom Trockenzeitpunkt bis zu einem Tag Implantationszeit statistisch signifikant ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 17,5% an. Zu den nachfolgenden Zeiträumen waren keine statistisch signifikanten Änderungen der Dichte mehr zu verzeichnen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Zunahme ($p < 0,01$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Dichte um 14,6% nachweisbar. Das Maximum der Dichte war nach drei Tagen Implantationsdauer nachweisbar, das Minimum ließ sich im Trockenzustand nachweisen. Die breiteste Range der Dichte war nach 16 Wochen Implantationsdauer nachweisbar.

4.5.1.2 Beurteilung des Verformungsverhaltens autoklavierter Pins anhand der Kraft-Dehnungs-Kurven im Drei-Punkt-Biegeversuch

Anhand des Verlaufs von Kraft-Dehnungs-Kurven können Aussagen zu den Eigenschaften des getesteten Materials gemacht werden. Im trockenen Zustand kam es zunächst zu einem steilen, linearen Anstieg der Kurven, ehe diese mit dem Bruch des getesteten autoklavierten

CB 2,0-Pins steil abfielen. Schon nach einer Implantationsdauer der Pins von einem Tag änderte sich das Aussehen der Kurven. Der lineare Teil der Kurven flachte ab und ging mit fortschreitender Implantationsdauer zunehmend in eine Plateauphase über. Auch waren mit zunehmender Implantationsdauer Mehrfachbrüche der Pins sichtbar, die am Pin wirkende Kraft sank nicht auf den Ausgangswert, sondern stieg nach einem inkompletten Bruch erneut an.

4.5.1.3 Biegefestigkeit (Abb. 4.5, Tab. 8.1.2 u. 8.1.3)

Im Trockenzustand betrug die Biegefestigkeit 319,4 N/mm² (Range 212,8 N/mm²). Innerhalb von 24 Stunden nach der Implantation ließ sich eine statistisch signifikante Abnahme ($p < 0,01$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 32,2% auf 216,7 N/mm² (Range 126,3 N/mm²) nachweisen. Bis zu einem Zeitraum von 32 Wochen nahm die Biegefestigkeit statistisch signifikant ($p = 0,043$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 22,5% auf 168,0 N/mm² (Range 172,6 N/mm²) ab. Bis zu einem Zeitraum von 52 Wochen stieg die Biegefestigkeit nicht statistisch signifikant um 22,5% auf 205,8 N/mm² (Range 189,3 N/mm²) an. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine sta-

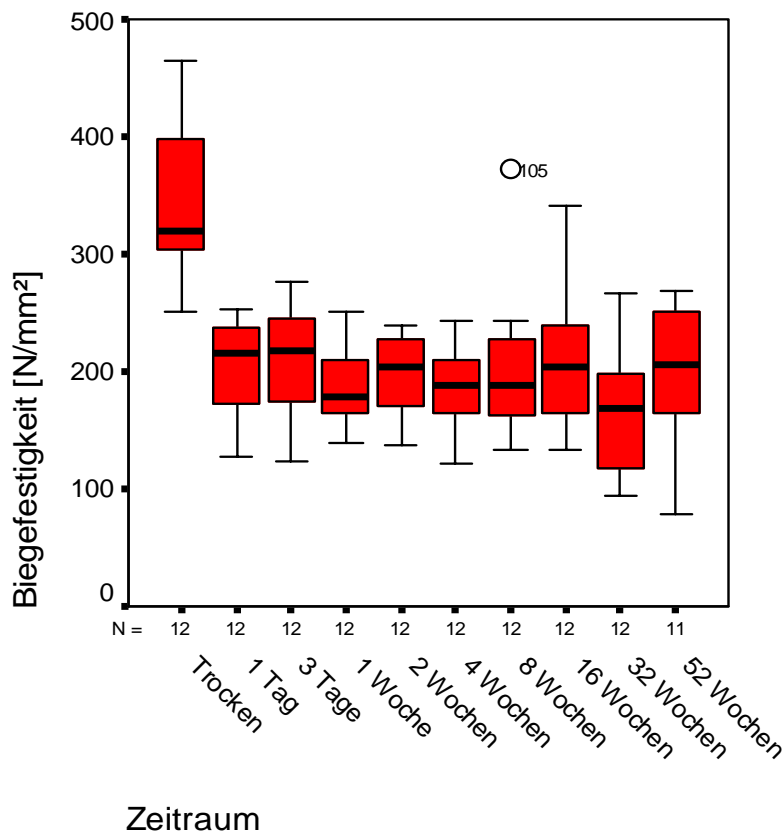


Abbildung 4.5: Boxplot-Diagramm: Biegefestigkeit aller autoklavierten Pins

tistisch signifikante Abnahme ($p < 0,01$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 35,6% nachweisbar. Das Maximum (319,4 N/mm²) der Biegefestigkeit war im Trockenzustand nachweisbar, das Minimum (168,0 N/mm²) war nach 32 Wochen Implantationsdauer nachweisbar. Die breiteste Range (238,2 N/mm²) ließ sich nach acht Wochen Implantationsdauer nachweisen.

4.5.1.4 Scherfestigkeit (Abb. 4.6, Tab. 8.1.2 u. 8.1.3)

Im Trockenzustand wurde für die Scherfestigkeit ein Wert von 89,40 N/mm² (Range 65,4 N/mm²) ermittelt. Ausgehend vom Trockenzustand kam es innerhalb der ersten drei Tage nach der Implantation zu einer statistisch signifikanten Abnahme ($p = 0,012$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 22,8% auf 69,0 N/mm² (Range 62,0 N/mm²). Nach einer Implantationsdauer von zwei Wochen zeigte sich ein statistisch signifikanter Abfall ($p = 0,019$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 7,7% auf 63,7 N/mm² (Range 71,3 N/mm²). Gegenüber dem Folgezeitraum von vier Wochen war eine statistisch signifikante Zunahme ($p = 0,004$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 20,6% auf 76,8 N/mm² (Range 60,9 N/mm²) nachzuweisen. Zum Zeitpunkt von 16 Wochen war ein statistisch signifikanter Abfall ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 26,8% auf 57,1 N/mm² (Range 58,4 N/mm²) nachzuweisen. Nach 52 Wochen Implantationsdauer war ein statistisch signifikanter Anstieg ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 32% auf 80,7 N/mm² (Range 97,3 N/mm²) zu verzeichnen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine nicht statistisch signifikante Abnahme der Scherfestigkeit um 9,7% zu verzeichnen. Das Maximum (89,4 N/mm²) der Scherfestigkeit war im Trockenzustand, das Minimum (57,1 N/mm²) nach 16 Wochen Implantationsdauer nachweisbar. Die breiteste Range (97,3 N/mm²) ließ sich nach 52 Wochen Implantationsdauer nachweisen.

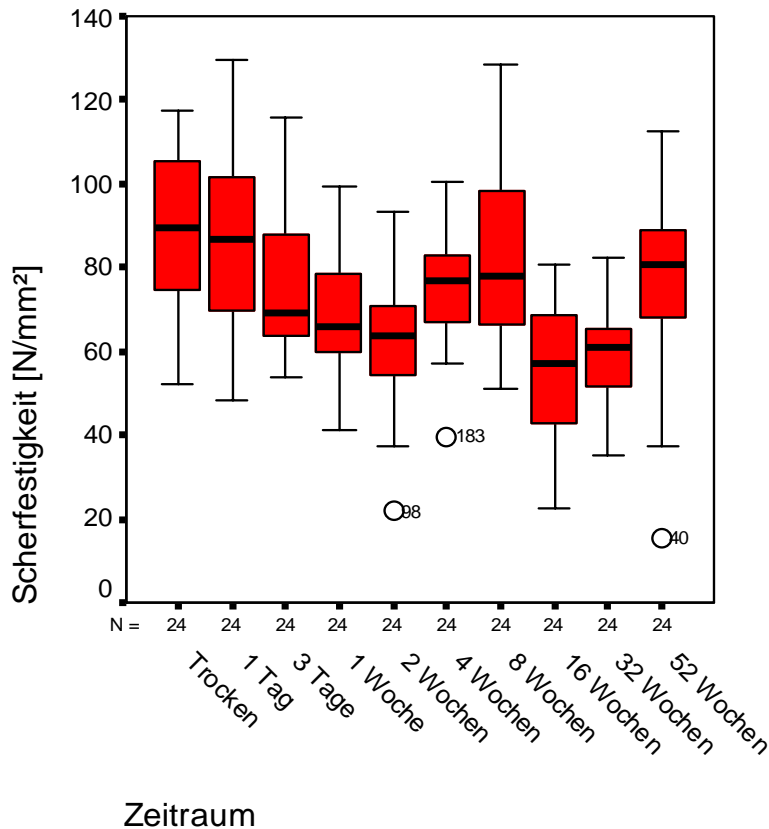


Abbildung 4.6: Boxplot-Diagramm: Scherfestigkeit aller autoklavierten Pins

4.5.1.5 Elastizitätsmodul (Abb. 4.7, Tab. 8.1.2 u. 8.1.3)

Im Trockenzustand betrug der E-Modul $17402,7 \text{ N/mm}^2$ (Range $4692,7 \text{ N/mm}^2$). Nach einer eintägigen Implantation der Pins zeigte sich eine signifikante Abnahme ($p < 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) des E-Moduls um $30,0\%$ auf $12186,0 \text{ N/mm}^2$ (Range $8264,6 \text{ N/mm}^2$). Nach einer Woche Implantationsdauer stieg der E-Modul statistisch signifikant ($p < 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) um $34,4\%$ auf $16882,6 \text{ N/mm}^2$ (Range $8418,4 \text{ N/mm}^2$) an. Nach vier Wochen Implantationsdauer zeigte sich eine statistisch signifikante Abnahme ($p = 0,017$ (Mann-Whitney-U-Test)) des E-Moduls um $74,4\%$, auf $12555,3 \text{ N/mm}^2$ (Range $9631,1 \text{ N/mm}^2$). Nach 52 Wochen Implantationsdauer zeigte sich eine statistisch signifikante Abnahme ($p = 0,031$ (Mann-Whitney-U-Test)) um $22,9\%$ auf $9680,2 \text{ N/mm}^2$ (Range $8971,3 \text{ N/mm}^2$). Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (Kruskal-Wallis-H-Test)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Abnahme ($p < 0,01$ (Mann-Whitney-U-Test)) des E-Moduls um $44,4\%$ nachweisbar. Das Maximum ($17402,7 \text{ N/mm}^2$) des E-Moduls war im Trockenzustand, das Minimum ($9680,2 \text{ N/mm}^2$) nach 52 Wochen Implantationsdauer nachweisbar. Nach 16 Wochen Implantationsdauer war die breiteste Range ($34205,5 \text{ N/mm}^2$) der Messwerte zu verzeichnen.

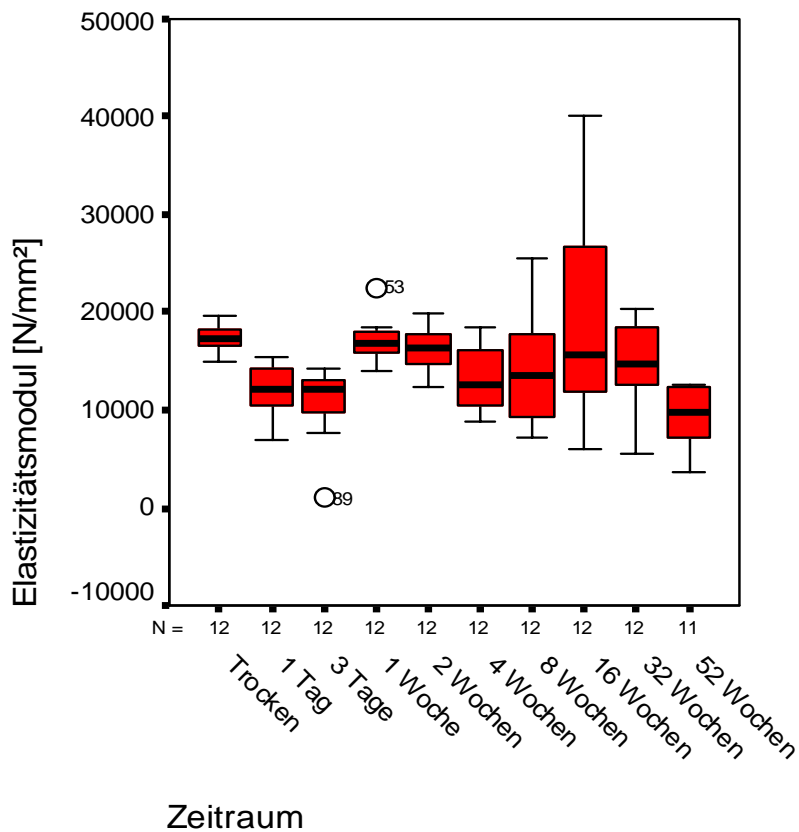


Abbildung 4.7: Boxplot-Diagramm: E-Modul aller autoklavierter Pins

4.5.1.6 Durchbiegung beim Bruch (Abb. 4.8, Tab. 8.1.2 u. 8.1.3)

Ausgehend vom Trockenzustand kam es innerhalb eines Tages zu einer signifikanten Zunahme ($p < 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) der Durchbiegung beim Bruch von 0,59 mm (Range 0,38mm) im Trockenzustand um 188,1% auf 1,70 mm (Range 1,75 mm). Nach 32 Wochen Implantationsdauer zeigte sich eine statistisch signifikante Zunahme ($p = 0,049$ (Mann-Whitney-U-Test)) der Durchbiegung beim Bruch um 29,4% auf 1,2 mm (Range 1,39 mm). Nach 52 Wochen Implantationsdauer nahm die Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruches statistisch signifikant ($p < 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) um 45,6% auf 0,56 mm (Range 0,33 mm) ab. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (Kruskal-Wallis-H-Test)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine nicht statistisch signifikante Abnahme der Durchbiegung um 5,1% nachweisbar. Das Maximum (2,09 mm) der Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruches war nach einer Woche, das Minimum (0,56 mm) der Durchbiegung nach 52 Wochen zu verzeichnen. Die breiteste Range (1,75 mm) der Messwerte war nach einem Tag Implantationsdauer nachweisbar,

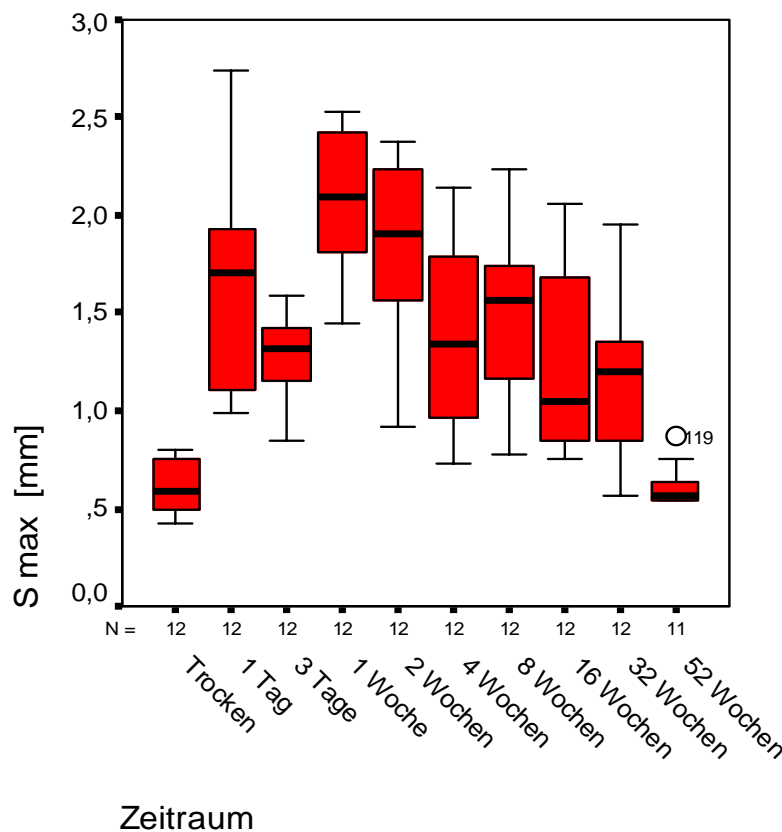


Abbildung 4.8: Boxplot-Diagramm: Durchbiegung beim Bruch aller autoklavierten Pins

4.5.2 Ergebnisse zu den gammasterilisierten Pins

4.5.2.1 Morphometrische Daten

Makroskopische Aspekte

Makroskopisch war die Oberfläche der gammasterilisierten CB 2,0-Pins nach einer Implantationszeit von vier Wochen zunehmend aufgeraut. Die Pins waren ab einem Zeitpunkt von 16 Wochen teils fest mit dem Femurmarkraum verbacken. Nach 32 Wochen Implantationsdauer lag bei der Explantation erstmalig ein Pin fragmentiert im Markraum. Auch nahm die Fragmentation der Pins mit der Implantationsdauer zu, wobei diese sehr inkonstant war. Es fiel auf, dass einige Pins nach 52 Wochen noch wie im Trockenzustand aussahen, andere Pins waren jedoch schon nach 32 Wochen fragmentiert. Bei Explantation der in die Rückenmuskulatur implantierten Pins zeigte sich bei zwei gammasterilisierten Pins (2,8%) eine bindegewebige Umscheidung. Die Umscheidung trat bei einem Pin nach 32 Wochen Implantationsdauer auf. Bei einem weiteren Pin war die Umscheidung nach 52 Wochen Implantationsdauer nachweisbar. Dieser Pin zeigte eine leichte Aufrauung, ansonsten zeigten die Pins aber keine makroskopisch sichtbaren Abbauvorgänge.

Durchmesser (Tab. 8.1.4 u. 8.1.6)

Ausgehend vom Trockenzustand kam es innerhalb des ersten Tages nach der Implantation zu einer statistisch signifikanten Zunahme ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des Durchmessers gammasterilisierter CB 2,0-Pins um 5,3%. Nach einer Woche Implantationszeit kam es zu einer statistisch signifikanten Veränderung ($p = 0,008$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des Durchmessers. Nach der Implantationsdauer von einer Woche waren keine statistisch signifikanten Änderungen mehr nachweisbar. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Zunahme ($p = 0,033$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des Durchmessers um 5,3% nachweisbar. Der maximal gemessene Durchmesser war über den gesamten Versuchszeitraum von einem Tag Implantationsdauer bis zu 52 Wochen Implantationsdauer konstant nachweisbar, im Trockenzustand ließ sich der minimale Durchmesser nachweisen. Die breiteste Range des Durchmessers war nach einer Implantationsdauer von 52 Wochen nachweisbar.

Dichte (Tab. 8.1.4 u. 8.1.6)

Ausgehend vom Trockenzustand kam es innerhalb von vier Wochen zu einer statistisch signifikanten Abnahme ($p = 0,004$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Dichte um 5,2%. Nach 32 Wochen zeigte sich eine statistisch signifikante Abnahme ($p = 0,045$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Dichte um 5,0%. Nach 52 Wochen Implantationsdauer war eine statistisch signifikante Zunahme ($p = 0,026$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Dichte um 7,9% nachweisbar. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Abnahme ($p = 0,016$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Dichte um 2,9% nachweisbar. Die Maxima der Dichte lagen im Trockenzustand und nach zwei Wochen Implantationsdauer vor, das Minimum war nach 32 Wochen Implantationsdauer nachzuweisen. Die breiteste Range der Dichte war nach einer Implantationsdauer von 16 Wochen nachweisbar.

4.5.2.2 Beurteilung des Verformungsverhaltens gammasterilisierter Pins anhand der Kraft-Dehnungs-Kurven im Drei-Punkt-Biegeversuch

Anhand des Verlaufs von Kraft-Dehnungs-Kurven können Aussagen zu den Eigenschaften des getesteten Materials gemacht werden. Im trockenen Zustand kam es zunächst zu einem

steilen linearen Anstieg der Kurven, ehe diese mit dem Bruch des getesteten gammasterilisierten CB 2,0-Pins steil abfielen. Schon nach einer Implantationszeit von einem Tag änderte sich das Aussehen der Kurven. Die Kurven erreichten weniger hohe Maxima, die im trockenen Zustand erreichte Kraft wurde auch bei stärkerer Dehnung des Probenkörpers nicht erreicht. Die Morphologie der Kurven war nicht verändert und über die Zeiträume relativ konstant. Es wurden keine Mehrfachbrüche beobachtet.

4.5.2.3 Biegefestigkeit (Abb. 4.9, Tab. 8.1.5 u. 8.1.6)

Im Trockenzustand wurde eine Biegefestigkeit von 258,6 N/mm² (Range 125,0 N/mm²) gemessen. Nach einem Tag war eine statistisch signifikante Abnahme ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 42,7% auf 148,2 N/mm² (Range 73,8 N/mm²) nachweisbar. Nach einer Woche Implantationszeit sank die Biegefestigkeit statistisch signifikant ($p = 0,021$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 14,3% auf 127,0 N/mm² (Range 56,2 N/mm²). Nach 32 Wochen war eine statistisch signifikante Abnahme ($p = 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 50% auf 63,5 N/mm² (Range 108,6 N/mm²) nachweisbar. Nach 52 Wochen Implantationsdauer war eine statistisch signifikante Zunahme ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um

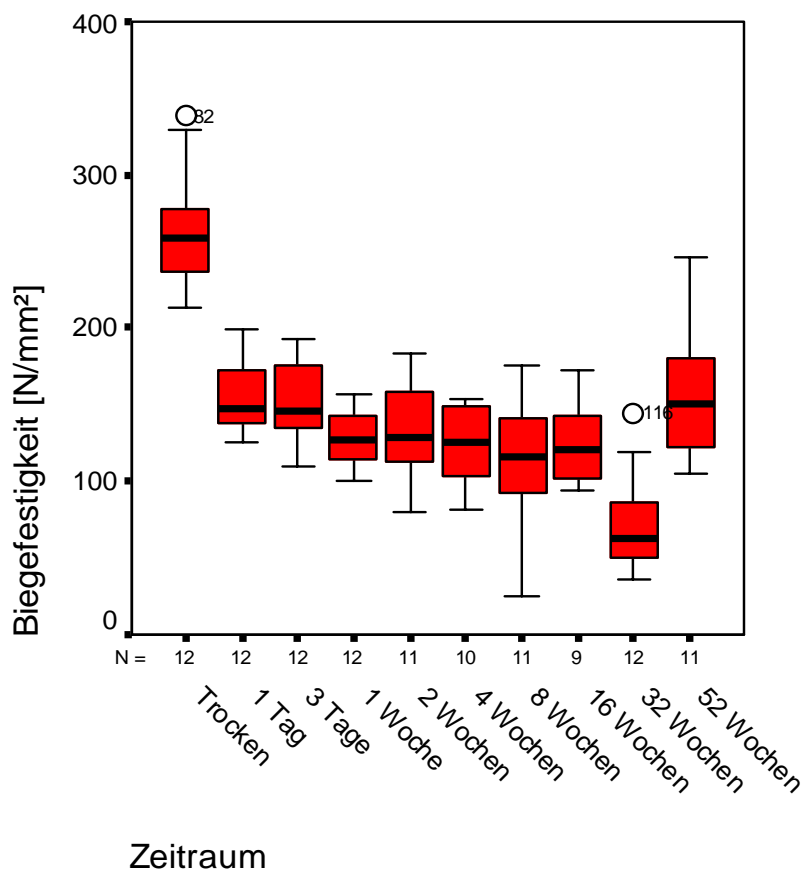


Abbildung 4.9: Boxplot-Diagramm: Biegefestigkeit aller gammasterilisierten Pins

236,2% auf 150,0 N/mm² (Range 141,9 N/mm²) nachweisbar. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Abnahme ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 42,0% nachweisbar. Im Trockenzustand war das Maximum (258,6 N/mm²) der Biegefestigkeit nachweisbar, das Minimum (63,5 N/mm²) war nach 32 Wochen zu verzeichnen. Die breiteste Range (141,9 N/mm²) ließ sich zum Zeitpunkt von 52 Wochen nachweisen.

4.5.2.4 Scherfestigkeit (Abb. 4.10, Tab. 8.1.5 u. 8.1.6)

Ausgehend vom Trockenzustand kam es innerhalb der ersten Woche nach der Implantation zu einer statistisch signifikanten Abnahme ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 37,5%, von 65,6 N/mm² (Range 45,7 N/mm²) auf 41, 0 N/mm² (Range 26,7 N/mm²). Bis zur vierten Woche ergab sich eine signifikante Zunahme ($p = 0,016$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 121,5% auf 49,8 N/mm² (Range 42,2 N/mm²). Nach 16 Wochen war eine statistisch signifikante Abnahme ($p = 0,027$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 19,5% auf 40,1 N/mm² (Range 60,0 N/mm²) zu verzeichnen. Nach 32 Wochen Implantationsdauer war ein statistisch signifikanter Abfall ($p = 0,045$

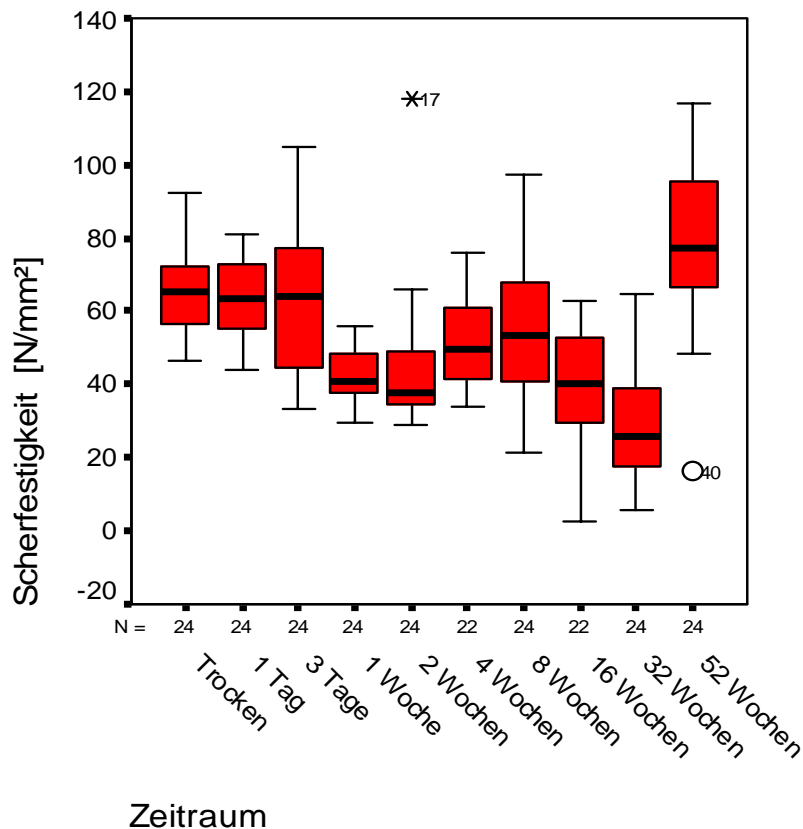


Abbildung 4.10: Boxplot-Diagramm: Scherfestigkeit aller gammasterilisierten Pins

(*Mann-Whitney-U-Test*)) um 35,7% auf 25,8 N/mm² (Range 58,6 N/mm²) nachweisbar. Nach 52 Wochen Implantationszeit stieg die Scherfestigkeit statistisch signifikant ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 298,4% auf 77,0 N/mm² (Range 100,7 N/mm²) an. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p = 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Zunahme ($p = 0,009$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 17,4% nachweisbar. Nach 52 Wochen Implantationsdauer war das Maximum (77,0 N/mm²) der Scherfestigkeit nachweisbar, das Minimum (25,8 N/mm²) war nach 32 Wochen zu verzeichnen. Die breiteste Range (100,7 N/mm²) ließ sich zum Zeitpunkt von 52 Wochen nachweisen.

4.5.2.5 Elastizitätsmodul (Abb. 4.11, Tab. 8.1.5 u. 8.1.6)

Im Trockenzustand betrug der E-Modul 19520,7 N/mm² (Range 5229,6 N/mm²). Nach einem Tag Implantationsdauer war eine statistisch signifikante Abnahme ($p = 0,006$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des E-Moduls um 22,9% auf 15053,1 N/mm² (Range 6919,7 N/mm²) nachzuweisen. Nach einer Woche stieg der E-Modul statistisch signifikant ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 46,8% auf 22097,8 N/mm² (Range 4655,4 N/mm²) an. Nach vier Wochen Implantationsdauer kam es zu einem statistisch signifikanten Abfall ($p = 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des E-Moduls um 30,0% auf 15447,1 N/mm² (Range 10809,5 N/mm²). Nach 16 Wochen Implantationsdauer war ein statistisch signifikanter Anstieg ($p = 0,011$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des E-Moduls um 66,9% auf 25774,6 N/mm² (Range 25796,6 N/mm²) zu verzeichnen. Nach 32 Wochen Implantationsdauer zeigte sich ein statistisch signifikanter Abfall ($p = 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des Elastizitätsmoduls um 50,3% auf 12822,3 N/mm² (Range 13613,2 N/mm²). Nach 52 Wochen Implantationsdauer war eine nicht statistisch signifikante Abnahme des E-Moduls um 19,8% auf 10282,3 N/mm² (Range 7535,8 N/mm²) zu verzeichnen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Abnahme ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des E-Moduls um 47,3% nachweisbar. Das Maximum (25774,6 N/mm²) des E-Moduls lag bei 16 Wochen, das Minimum (10282,3 N/mm²) war nach 52 Wochen Implantationsdauer nachzuweisen. Die breiteste Range (25796,6 N/mm²) war nach einer Implantationsdauer von 16 Wochen zu verzeichnen.

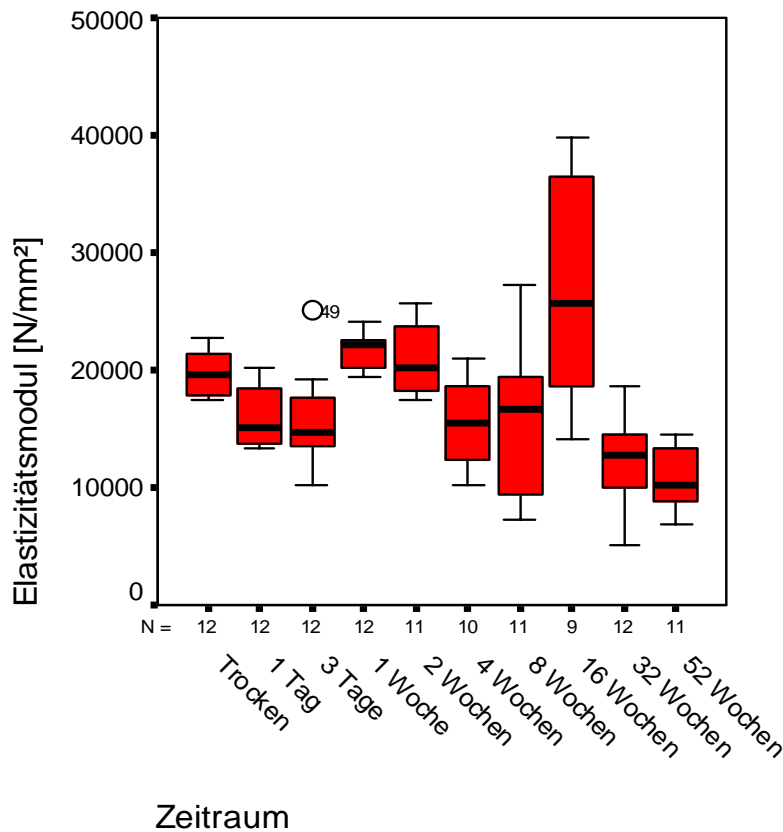


Abbildung 4.11: Boxplot-Diagramm: E-Modul aller gammasterilisierten Pins

4.5.2.6 Durchbiegung beim Bruch (Abb. 4.12, Tab. 8.1.5 u. 8.1.6)

Die Durchbiegung der Pins im Trockenzustand betrug 0,39 mm (Range 0,24 mm). Innerhalb der ersten 24 Stunden nach der Implantation ließ sich eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,004$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Durchbiegung um 23,1% auf 0,30 mm (Range 0,24 mm) nachweisen. Nach einem Zeitraum von einer Woche war eine statistisch signifikante Zunahme ($p<0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Durchbiegung um 150% auf 0,46 mm (Range 0,38 mm) zu beobachten. Nach vier Wochen fiel die Durchbiegung statistisch signifikant ($p=0,047$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 21,7% auf 0,36 mm (Range 0,27 mm). Zu den nachfolgenden Implantationszeiträumen waren keine statistisch signifikanten Änderungen mehr nachweisbar. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p<0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine nicht statistisch signifikante Zunahme der Durchbiegung beim Bruch um 15,4% nachweisbar. Das Maximum der Durchbiegung (0,54mm) war nach acht Wochen, das Minimum (0,30 mm) nach einem Tag Implantationsdauer nachzuweisen. Nach acht Wochen Implantationsdauer war die breiteste Range (0,55 mm) nachzuweisen.

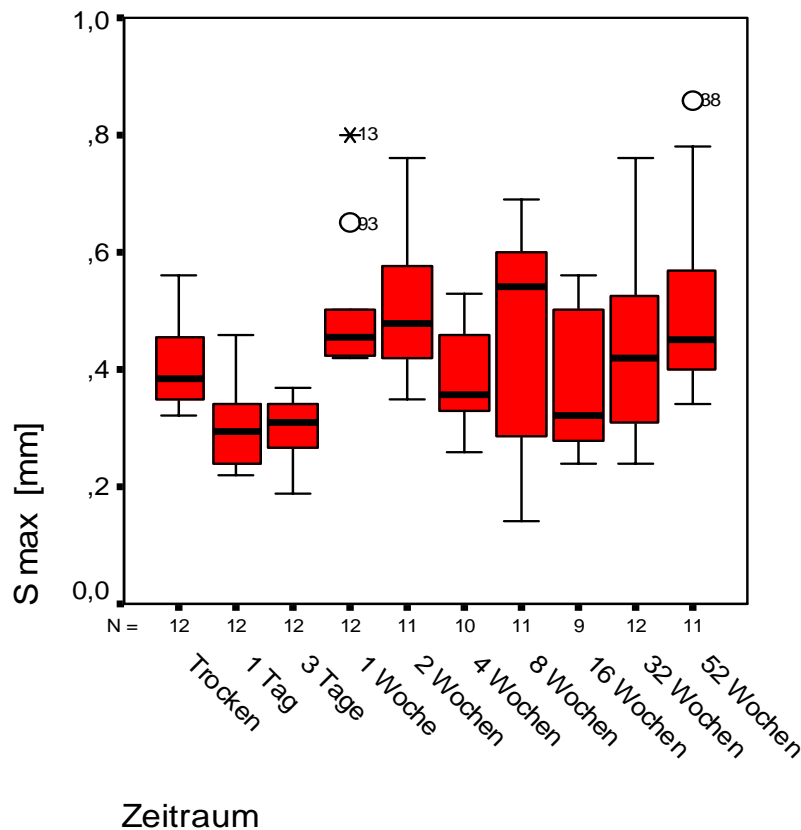


Abbildung 4.12: Boxplot-Diagramm: Durchbiegung beim Bruch aller gammasterilisierten Pins

4.5.3 Ergebnisse zu den Pins im Femurmarkraum

4.5.3.1 Autoklavierte Pins

4.5.3.1.1 Morphometrische Daten (Tab. 8.2.1 u. 8.2.3)

Im Folgenden wird auf eine erneute Auflistung der morphometrischen Daten verzichtet, da sich diese wie unter 4.3.1.1 und 4.3.2.1 bereits beschrieben, verhielten.

4.5.3.1.2 Biegefestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.13, Tab. 8.2.2 u. 8.2.3)

Die Biegefestigkeit im Trockenzustand betrug 358,8 N/mm² (Range 135,0 N/mm²). Nach einer Implantationsdauer von einem Tag war eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,021$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 40,0% auf 219,0 N/mm² (Range 119,9 N/mm²) zu verzeichnen. Gegenüber den Folgezeiträumen konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede mehr nachgewiesen werden. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,24$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Abnahme

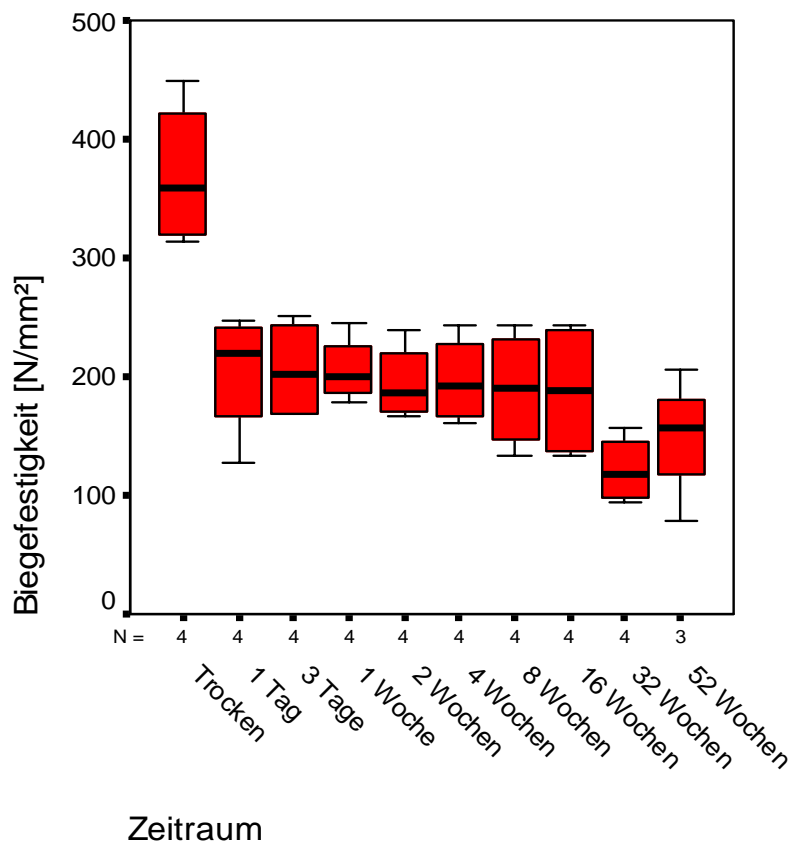


Abbildung 4.13: Boxplot-Diagramm: Biegefestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins

($p=0,034$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 56,4% nachweisbar. Das Maximum (358,8 N/mm²) der Biegefestigkeit lag im Trockenzustand vor, das Minimum (116,7 N/mm²) war nach 32 Wochen Implantationsdauer nachzuweisen. Nach 52 Wochen war die breiteste Range (127,2 N/mm²) nachzuweisen.

4.5.3.1.3 Scherfestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.14, Tab. 8.2.2 u. 8.2.3)

Die Scherfestigkeit betrug im Trockenzustand der Pins 89,1 N/mm² (Range 37,2 N/mm²). Nach einer dreitägigen Implantationsdauer war eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,036$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 23,9% auf 67,8 N/mm² (Range 33,4 N/mm²) nachzuweisen. Nach 16 Wochen Implantationszeit nahm die Scherfestigkeit gegenüber dem Zeitraum von drei Tagen statistisch signifikant ($p=0,036$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 28,0% auf 48,8 N/mm² (Range 46,5 N/mm²) ab. In den nachfolgenden Zeiträumen ließ sich keine statistisch signifikante Änderung der Scherfestigkeit mehr nachweisen. Über

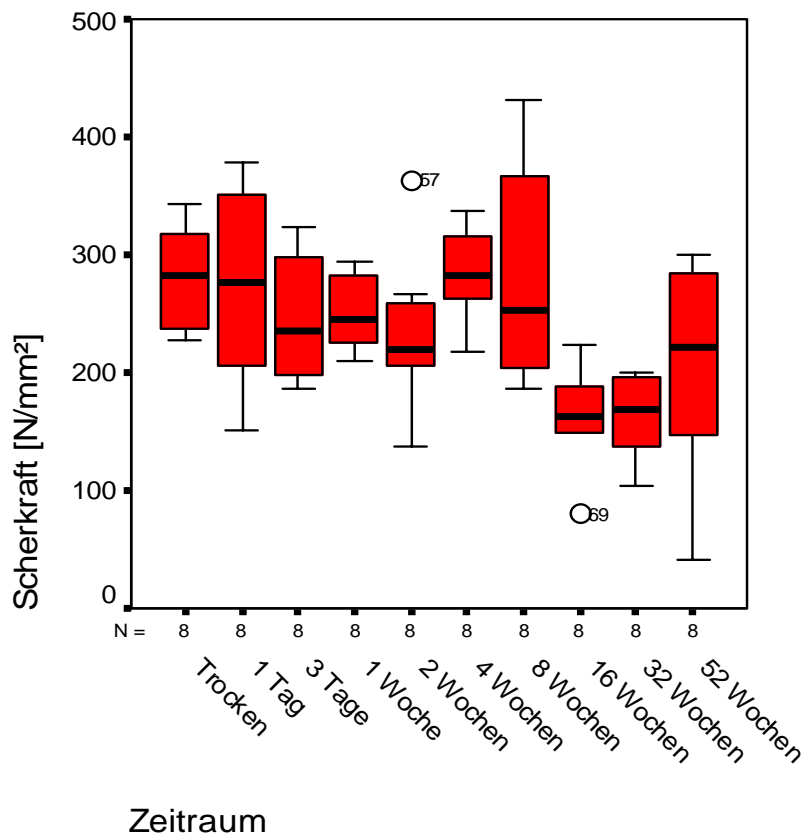


Abbildung 4.14: Boxplot-Diagramm: Scherfestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins

alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,001$ (Kruskal-Wallis-H-Test)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine nicht statistisch signifikante Abnahme der Scherfestigkeit um 17,2% nachweisbar. Das Maximum (89,1 N/mm²) der Scherfestigkeit der in das Femur implantierten, autoklavierten Pins ließ sich im Trockenzustand nachweisen, das Minimum (48,8 N/mm²) war nach 16 Wochen sichtbar. Die breiteste Range (72,9 N/mm²) war nach einer Implantationsdauer von 52 Wochen nachweisbar.

4.5.3.1.4 Elastizitätsmodul der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.15, Tab. 8.2.2 u. 8.2.3)

Zum Trockenzeitpunkt betrug der Elastizitätsmodul 17637,9 N/mm² (Range 2292,3 N/mm²). Nach 24 Stunden Implantationszeit war eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,020$ (Mann-Whitney-U-Test)) des E-Moduls um 27,9% auf 12714,1 N/mm² (Range 5349,4N/mm²) zu verzeichnen. Nach einem Zeitraum von einer Woche war ein signifikanter Anstieg ($p=0,021$ (Mann-Whitney-U-Test)) des E-Moduls um 41,6% auf 18004,7 N/mm²

(Range 887,3 N/mm²) nachweisbar. Nach zwei Wochen Implantationsdauer war ein statistisch signifikanter Abfall ($p=0,029$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 10,5% auf 16108,3 N/mm² (Range 5095,8 N/mm²) zu verzeichnen. Nach 52 Wochen Implantationsdauer war eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,034$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des E-Moduls um 64,8% auf 5666,6 N/mm² (Range 3717,2 N/mm²) nachweisbar. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,047$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,032$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des E-Moduls um 67,8% nachweisbar. Das Maximum (18088,1 N/mm²) des E-Moduls war nach 16 Wochen Implantationsdauer, das Minimum (5666,6 N/mm²) nach 52 Wochen erreicht. Die breiteste Range (23420,1 N/mm²) war zum Zeitpunkt von 16 Wochen nachweisbar.

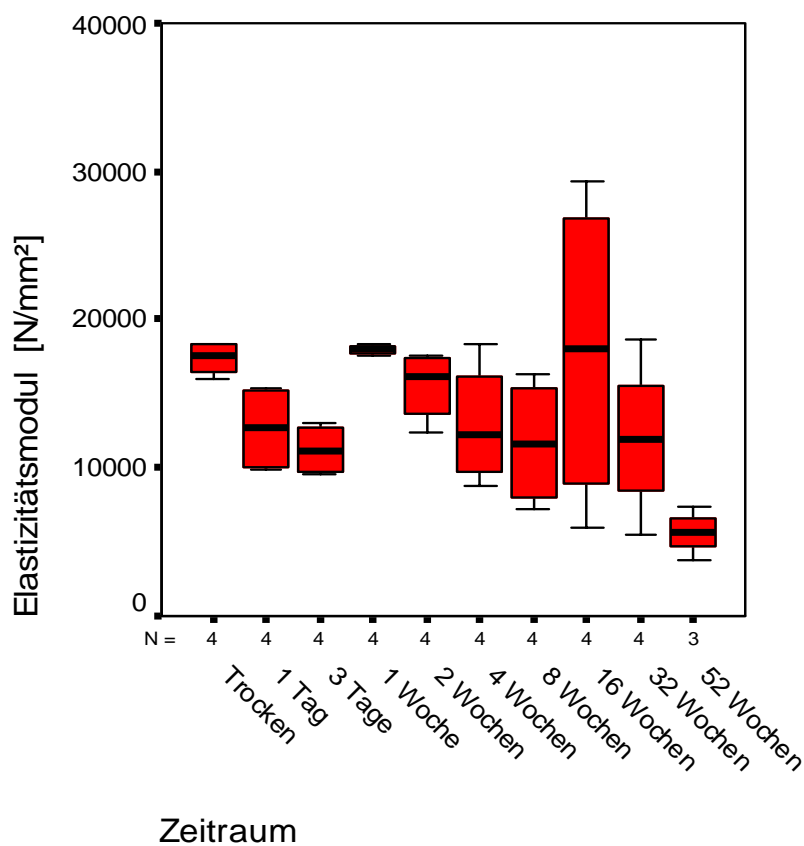


Abbildung 4.15: Boxplot-Diagramm: E-Modul der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins

4.5.3.1.5 Durchbiegung beim Bruch der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.16, Tab. 8.2.2 u. 8.2.3)

Die Durchbiegung beim Bruch betrug zum Trockenzeitpunkt 0,61 mm (Range 0,30 mm). Nach einem Implantationszeitraum von einem Tag war eine statistisch signifikante Zunahme ($p=0,020$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Durchbiegung um 188,5% auf 1,76 mm (Range 1,75 mm) nachzuweisen. Nach 52 Wochen war eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,032$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Durchbiegung um 69,3% auf 0,54 mm (Range 0,10 mm) nachzuweisen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,002$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine nicht statistisch signifikante Abnahme der Durchbiegung beim Bruch um 11,5% nachweisbar. Das Maximum der Durchbiegung (2,11 mm) war nach einer Woche Implantationsdauer erreicht, das Minimum (0,54 mm) nach 52 Wochen Implantationsdauer. Die breiteste Range (1,75 mm) war nach einem Tag Implantationsdauer nachzuweisen.

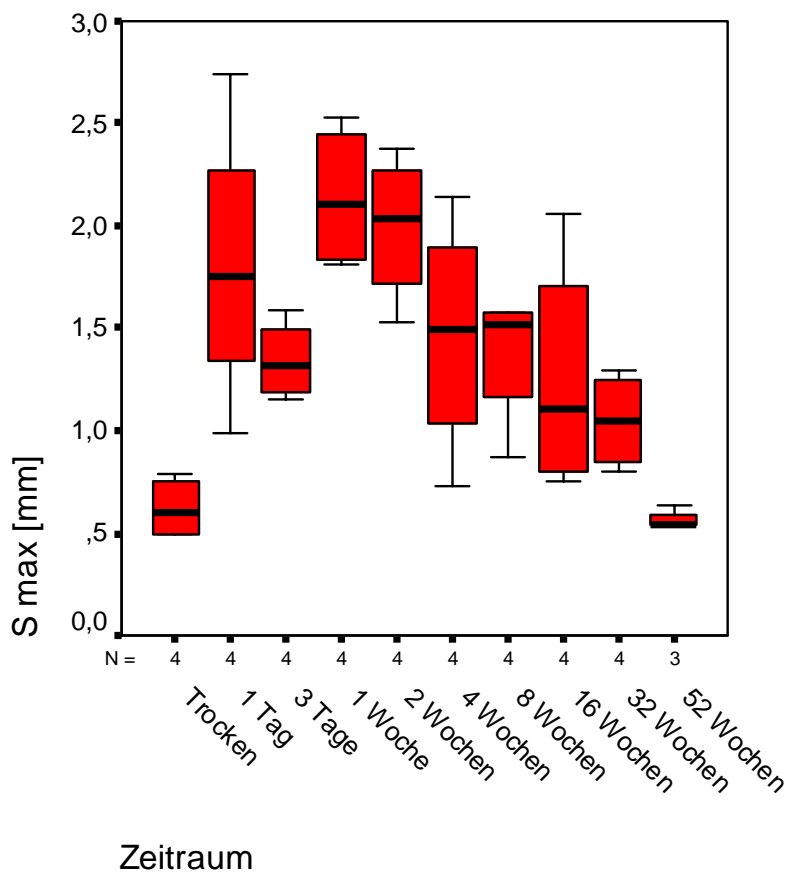


Abbildung 4.16: Boxplot-Diagramm: Durchbiegung beim Bruch der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins

4.5.3.2 Gammasterilisierte Pins

4.5.3.2.1 Morphologie (Tab. 8.2.4 u. 8.2.6)

Im Folgenden wird auf eine erneute Auflistung der morphometrischen Daten verzichtet, da sich diese wie unter 4.3.1.1 und 4.3.2.1 bereits beschrieben verhielten.

4.5.3.2.2 Biegefestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.17, Tab. 8.2.5 u. 8.2.6)

Die Biegefestigkeit betrug im Trockenzustand 261,8 N/mm² (Range 40,8 N/mm²). Nach einem Tag Implantationsdauer war ein statistisch signifikanter Abfall ($p=0,021$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 43,0% auf 149,3 N/mm² (Range 73,8 N/mm²) nachweisbar. Nach acht Wochen fiel die Biegefestigkeit statistisch signifikant ($p=0,034$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 36,7% auf 94,5 N/mm² (Range 87,4 N/mm²). In den darauf folgenden Zeiträumen waren keine statistisch signifikanten Änderungen der Biegefestigkeit zu verzeichnen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,003$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine nicht statistisch signifikante Abnahme der Biegefestigkeit um 31,0% nachweisbar. Das Maximum (261,8 N/mm²) der Biegefestigkeit war im Trockenzu-

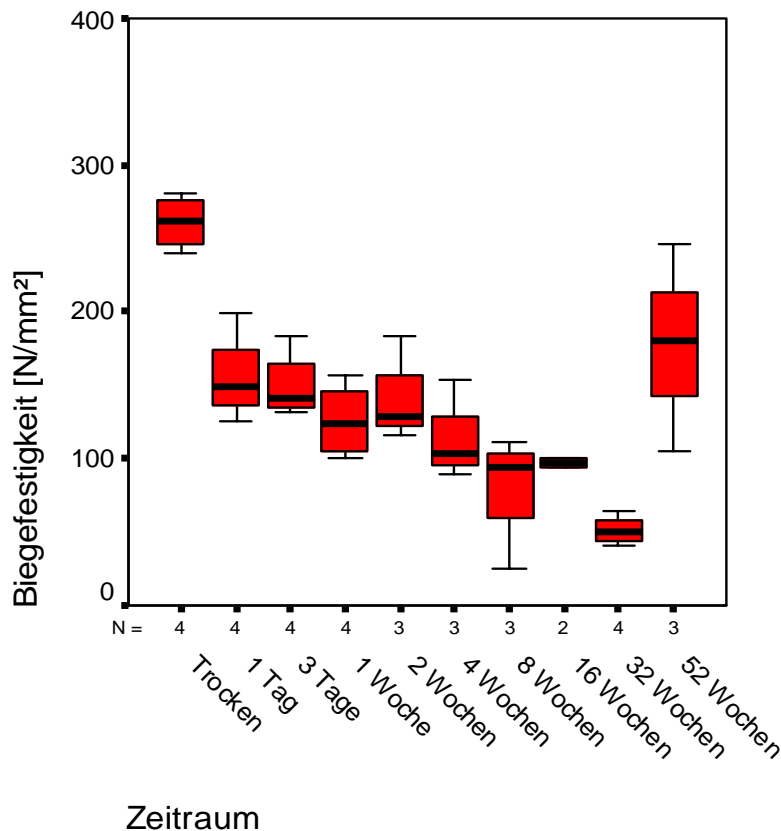


Abbildung 4.17: Boxplot-Diagramm: Biegefestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins

stand nachzuweisen, das Minimum (50,4 N/mm²) war nach 32 Wochen zu verzeichnen. Die breiteste Range (141,9 N/mm²) war nach 52 Wochen erreicht.

4.5.3.2.3 Scherfestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.18, Tab. 8.2.5 u. 8.2.6)

Die Scherfestigkeit betrug im Trockenzustand 62,5 N/mm² (Range 27,7 N/mm²). Nach einer Woche Implantationsdauer kam es zu einer statistisch signifikanten Abnahme ($p=0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 38,1% auf 38,7 N/mm² (Range 19,4 N/mm²). Nach einer Implantationsdauer von 16 Wochen war eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,009$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 27,4% auf 28,1 N/mm² (Range 36,7 N/mm²) nachzuweisen. Nach 52 Wochen ließ sich eine statistisch signifikante Zunahme ($p=0,005$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 148,4% auf 69,8 N/mm² (Range 94,2 N/mm²) nachweisen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine nicht statistisch signifikante Zunahme der

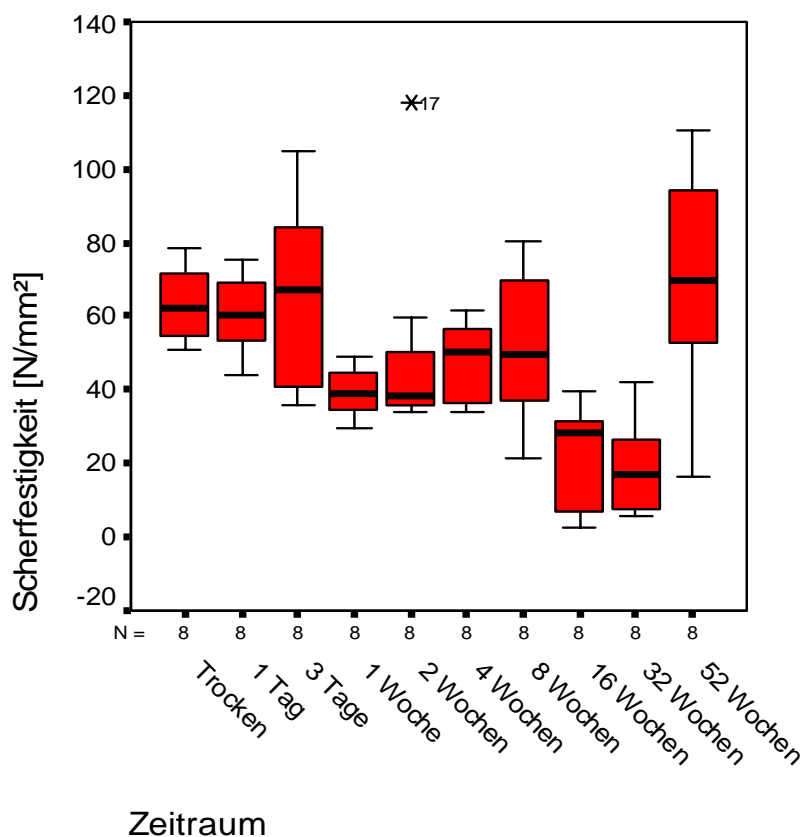


Abbildung 4.18: Boxplot-Diagramm: Scherfestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins

Scherfestigkeit um 11,7% nachweisbar. Das Maximum (69,8 N/mm²) der Scherfestigkeit war nach einer Implantationsdauer von 52 Wochen, das Minimum (16,9 N/mm²) der Scherfestigkeit war nach 32 Wochen Implantationsdauer nachweisbar. Die breiteste Range (94,2 mm²) der Messwerte war nach 52 Wochen Implantationsdauer nachweisbar.

4.5.3.2.4 Elastizitätsmodul der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.19, Tab. 8.2.5 u. 8.2.6)

Der E-Modul betrug zum Trockenzeitpunkt 21109,9 N/mm² (Range 4862,5 N/mm²). Nach einem Tag Implantationsdauer war ein statistisch signifikanter Abfall ($p=0,043$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des E-Moduls um 28,7% auf 15053,1 N/mm² (Range 6085,5 N/mm²) nachzuweisen. Nach einem Zeitraum von 32 Wochen fiel der E-Modul statistisch signifikant ($p=0,021$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 22,1% auf 11719,2 N/mm² (Range 7861,7 N/mm²). Nach 52 Wochen Implantationsdauer nahm der E-Modul nicht statistisch signifikant um 9,7% auf 12858,0 N/mm² (Range 7535,8 N/mm²) zu. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,007$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,034$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des E-Moduls um 39,1% nachweisbar. Das

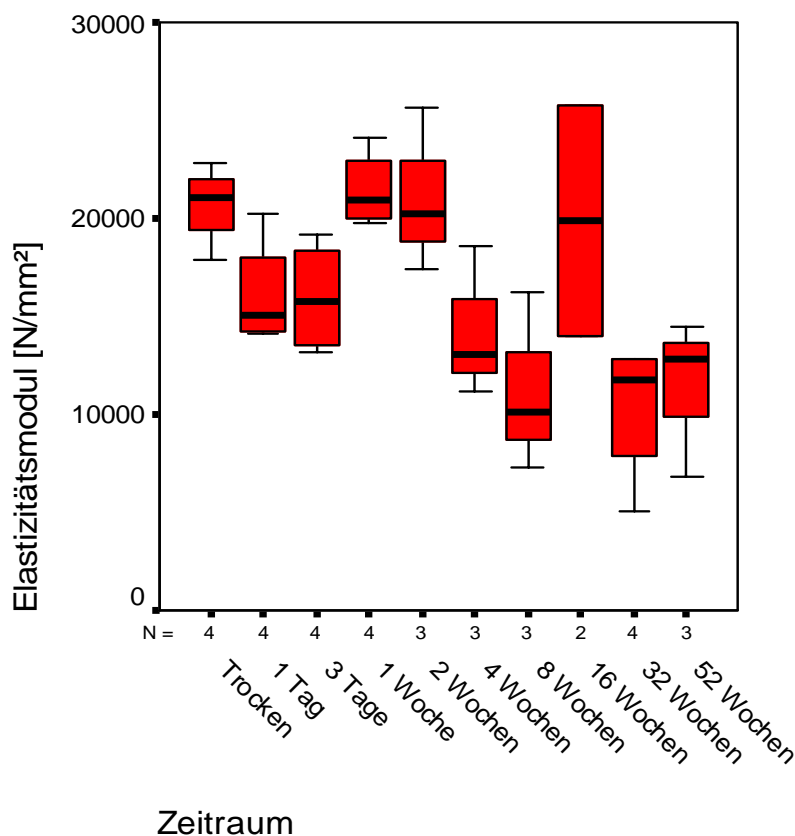


Abbildung 4.19: Boxplot-Diagramm: E-Modul der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins

Maximum (21109,9 N/mm²) des E-Moduls ließ sich im Trockenzustand, das Minimum (10072,8 N/mm²) des E-Moduls nach acht Wochen Implantationsdauer nachweisen. Die breiteste Range (11726,0 N/mm²) fand sich zu einem Zeitpunkt von 16 Wochen.

4.5.3.2.5 Durchbiegung der Pins beim Bruch der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.20, Tab. 8.2.5 u. 8.2.6)

Die Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruches lag im Trockenzustand bei 0,37 mm (Range 0,05 mm). Nach drei Tagen kam es zu einer statistisch signifikanten Abnahme ($p=0,029$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Durchbiegung von 21,6% auf 0,29 mm (Range 0,14 mm). Nach einer Woche war ein statistisch signifikanter Anstieg ($p=0,021$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Durchbiegung um 55,2% auf 0,45 mm (Range 0,38 mm) nachweisbar. Nach einer Implantationsdauer von vier Wochen war eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,034$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Durchbiegung um 26,6% auf 0,33 mm (Range 0,10 mm) nachzuweisen. Nach einer Implantationsdauer von 52 Wochen war eine statistisch signifikante Zunahme ($p=0,050$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Durchbiegung beim Bruch um 136,4% auf 0,78 mm (Range 0,33 mm) nachzuweisen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische

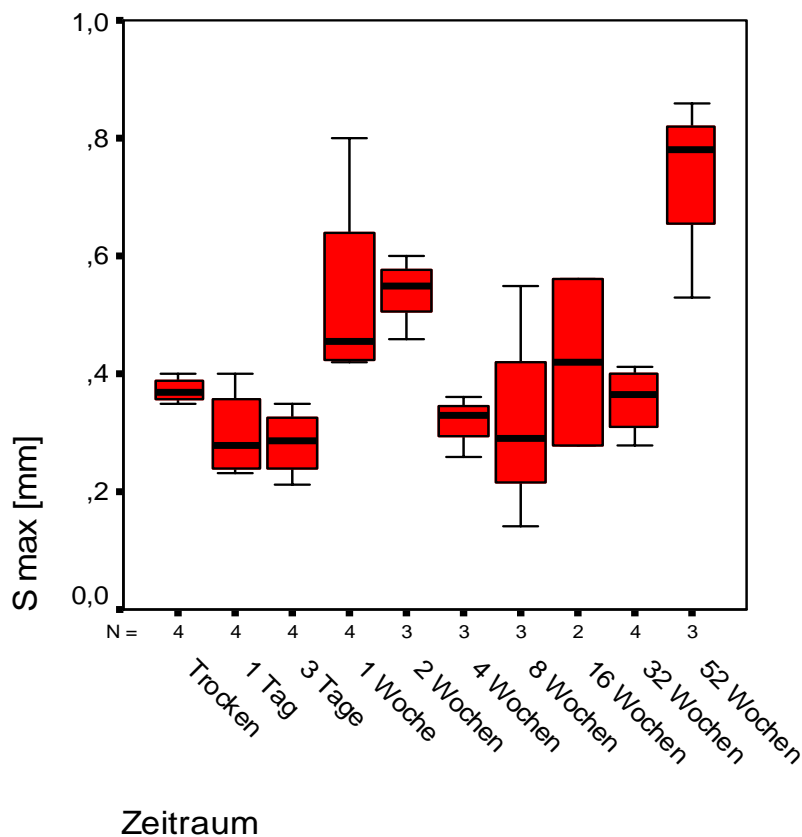


Abbildung 4.20: Boxplot-Diagramm: Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruches der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins

Signifikanz ($p=0,016$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Zunahme ($p=0,034$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Durchbiegung beim Bruch um 110,8% nachweisbar. Das Maximum der Durchbiegung (0,78 mm) war nach 52 Wochen Implantationsdauer erreicht, das Minimum (0,28 mm) nach einem Tag Implantationsdauer. Die breiteste Range (0,41 mm) war nach acht Wochen Implantationsdauer nachzuweisen.

4.5.4 Ergebnisse zu den Pins in der Rückenmuskulatur

4.5.4.1 Autoklavierte Pins

4.5.4.1.1 Morphologie (Tab. 8.2.7 u. 8.2.9)

Im Folgenden wird auf eine erneute Auflistung der morphometrischen Daten verzichtet, da sich diese wie unter 4.3.1.1 und 4.3.2.1 bereits beschrieben verhielten.

4.5.4.1.2 Biegefestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.21, Tab. 8.2.8 u. 8.2.9)

Im Trockenzustand betrug die Biegefestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins $307,1 \text{ N/mm}^2$ (Range $212,8 \text{ N/mm}^2$). Nach einem Tag Implantationsdauer war eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 29,4% auf $216,7 \text{ N/mm}^2$ (Range $106,1 \text{ N/mm}^2$) nachzuweisen. In den nachfolgenden Zeiträumen waren keine statistisch signifikanten Änderungen mehr nachzuvollziehen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,003$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante ($p=0,002$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) Abnahme der Biegefestigkeit um 21,1% nachweisbar. Das Maximum ($307,1 \text{ N/mm}^2$) der Biegefestigkeit war im Trockenzustand nachzuweisen, das Minimum ($187,8 \text{ N/mm}^2$) war nach acht Wochen erreicht. Die breiteste Range ($238,0 \text{ N/mm}^2$) war nach acht Wochen nachweisbar.

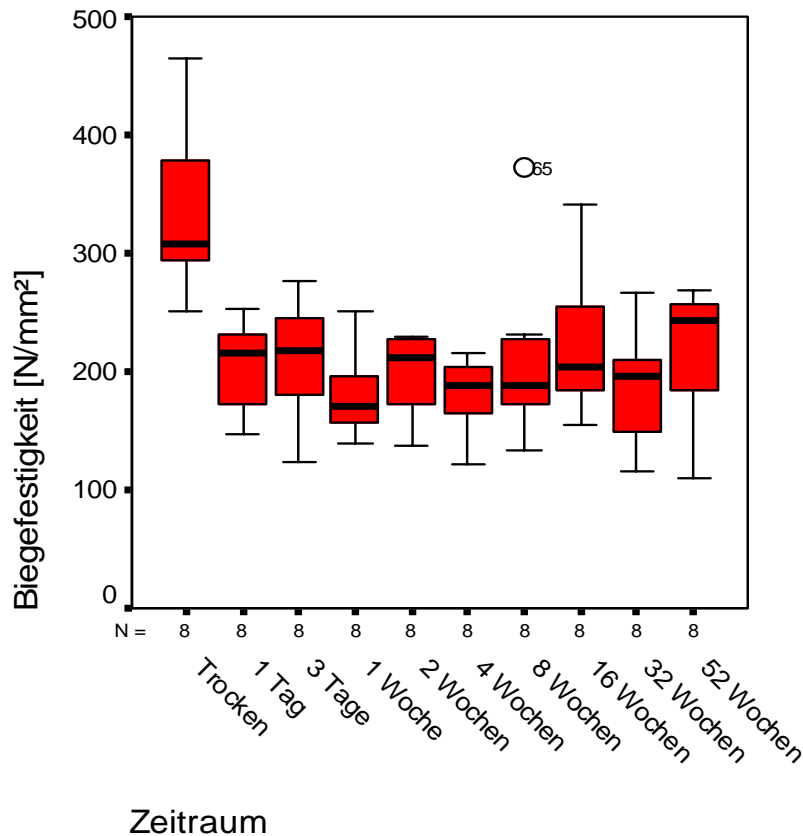


Abbildung 4.21: Boxplot-Diagramm: Biegefestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins

4.5.4.1.3 Scherfestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.22, Tab. 8.2.8 u. 8.2.9)

Im Trockenzustand betrug die Scherfestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins 89,4 N/mm² (Range 65,4 N/mm²). Nach einer Woche Implantationsdauer fiel die Scherfestigkeit statistisch signifikant ($p=0,007$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 27,2% auf 65,1 N/mm² (Range 58,3 N/mm²) ab. Nach einer Implantationsdauer von acht Wochen war ein statistisch signifikanter Anstieg ($p=0,005$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 19,7% auf 78,0 N/mm² (Range 62,5 N/mm²) nachweisbar. Nach einer Implantationsdauer von 16 Wochen war ein statistisch signifikanter Abfall ($p=0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 23,1% auf 59,9 N/mm² (Range 56,1 N/mm²) nachweisbar. Nach einer Implantationsdauer von 52 Wochen nahm die Scherfestigkeit statistisch signifikant ($p=0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 43,7% auf 86,1 N/mm² (Range 65,9 N/mm²) zu. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine nicht statistisch signifikante Abnahme der Scherfestigkeit um 3,7% nachweisbar. Das Maximum der Scherfestigkeit (90,1 N/mm²) war nach einem Tag Implantationsdauer

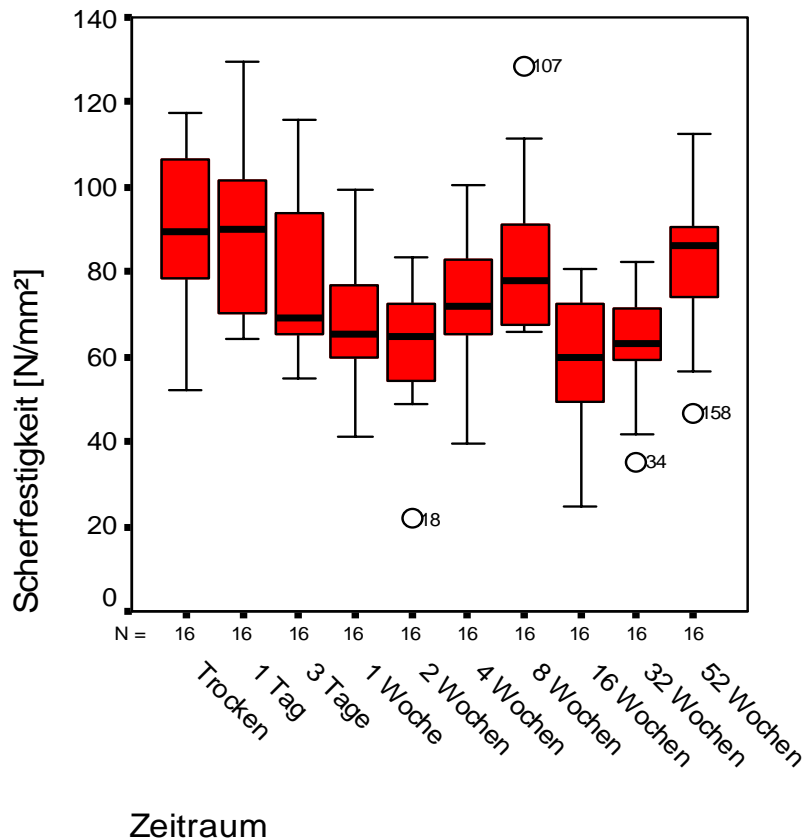


Abbildung 4.22: Boxplot-Diagramm: Scherfestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins

nachweisbar, das Minimum (59,9 N/mm²) fand sich nach einer Implantationsdauer von 16 Wochen. Die breiteste Range (65,9 N/mm²) ließ sich nach 52 Wochen Implantationsdauer nachweisen.

4.5.4.1.4 Elastizitätsmodul der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.23, Tab. 8.2.8 u. 8.2.9)

Der E-Modul der in die autochthone Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins betrug zum Trockenzeitpunkt 17402,7 N/mm² (Range 4692,7 N/mm²). Nach einem Tag nahm der E-Modul statistisch signifikant ($p=0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) um 30,0% auf 12186,0 N/mm² (Range 7373,2 N/mm²) ab. Nach einer Woche Implantationsdauer stieg der E-Modul statistisch signifikant ($p=0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) um 30,8% auf 15933,7 N/mm² (Range 8418,4 N/mm²) an. Nach einer Implantationsdauer von 52 Wochen ließ sich eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) des E-Moduls um 26,4% auf 11715,0 N/mm² (Range 5998,3 N/mm²) nachweisen. Über alle Zeiträume hin

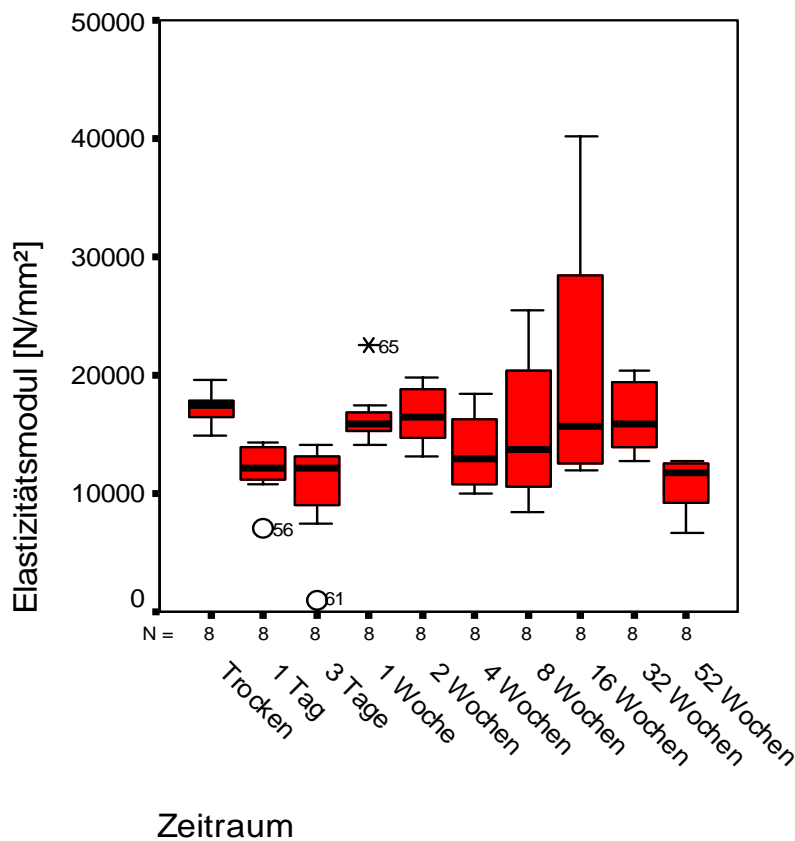


Abbildung 4.23: Boxplot-Diagramm: E-Modul der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,007$ (Kruskal-Wallis-H-Test)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) des E-Moduls um 37,2% nachweisbar. Das Maximum (17402,7 N/mm²) des E-Moduls ließ sich im Trockenzustand nachweisen, das Minimum (11715,0 N/mm²) war nach 52 Wochen Implantationsdauer nachweisbar. Die breiteste Range (28280,5 N/mm²) fand sich nach einer Implantationsdauer von 16 Wochen.

4.5.4.1.5 Durchbiegung beim Bruch der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.24, Tab. 8.2.8 u. 8.2.9)

Die Durchbiegung der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins war nach 52 Wochen Implantationsdauer gegenüber dem Trockenzustand unverändert. Die Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruchs betrug im Trockenzustand der Pins 0,59 mm (Range 0,38 mm). Nach einem Tag Implantationsdauer kam es zu einer statistisch signifikanten ($p=0,001$

(*Mann-Whitney-U-Test*)) Zunahme der Durchbiegung um 172,8% auf 1,61 mm (Range 1,75 mm). Nach 52 Wochen Implantationsdauer nahm die Durchbiegung beim Bruch statistisch signifikant ($p=0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 63,4% auf 0,59 mm (Range 0,33 mm) ab. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p<0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer keine statistisch signifikante Änderung der Durchbiegung beim Bruch nachweisbar. Das Maximum der Durchbiegung (2,09 mm) war nach einer Woche Implantationsdauer erreicht, das Minimum (0,59 mm) lag im Trockenzustand und nach 52 Wochen Implantationsdauer vor. Die breiteste Range (1,75 mm) war nach einem Tag Implantationsdauer nachzuweisen.

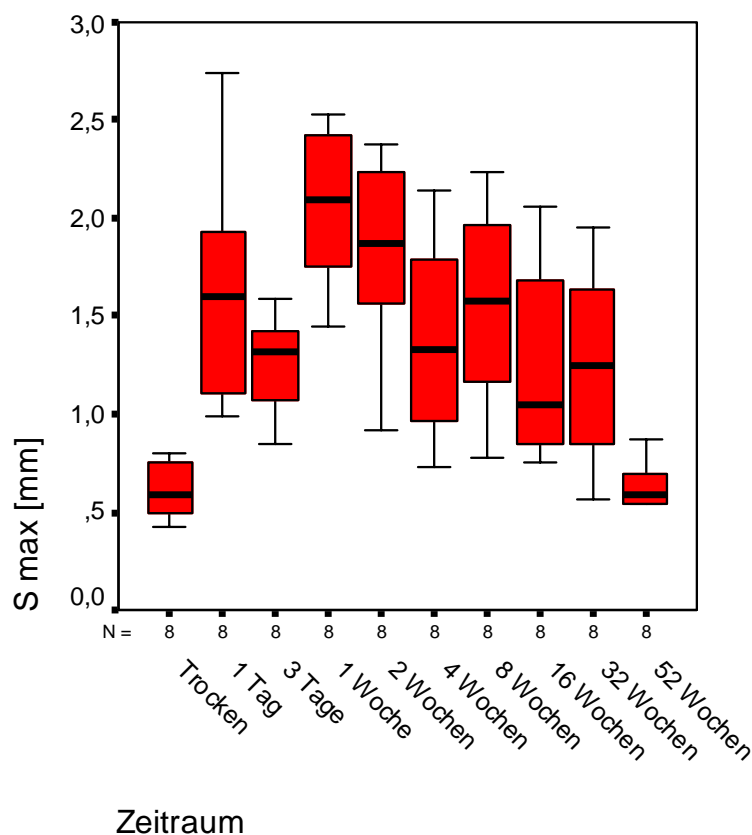


Abbildung 4.24: Boxplot-Diagramm: Durchbiegung beim Bruch der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins

4.5.4.2 Gammasterilisierte Pins

4.5.4.2.1 Morphologie (Tab. 8.2.10 u. 8.2.12)

Im Folgenden wird auf eine erneute Auflistung der morphometrischen Daten verzichtet, da sich diese wie unter 4.3.1.1 und 4.3.2.1 bereits beschrieben verhielten.

4.5.4.2.2 Biegefestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.25, Tab. 8.2.11 u. 8.2.12)

Die Biegefestigkeit im Trockenzustand der Pins betrug 258,6 N/mm² (Range 125,0 N/mm²). Nach einem Tag fiel die Biegefestigkeit um 43,0% statistisch signifikant ($p=0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) auf 147,4 N/mm² (Range 69,6 N/mm²). Nach einer Woche Implantationszeit nahm die Biegefestigkeit um 13,8% statistisch signifikant ($p=0,036$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) auf 127,0 N/mm² (Range 46,5 N/mm²) ab. Nach 32 Wochen Implantationsdauer fiel die Biegefestigkeit statistisch signifikant ($p=0,012$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 26,7% auf 80,5 N/mm² (Range 108,6 N/mm²) ab. Nach 52 Wochen war ein statistisch signifikanter Anstieg ($p=0,005$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 73,5% auf 139,5 N/mm² (Range 79,3 N/mm²) nachweisbar. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Sig-

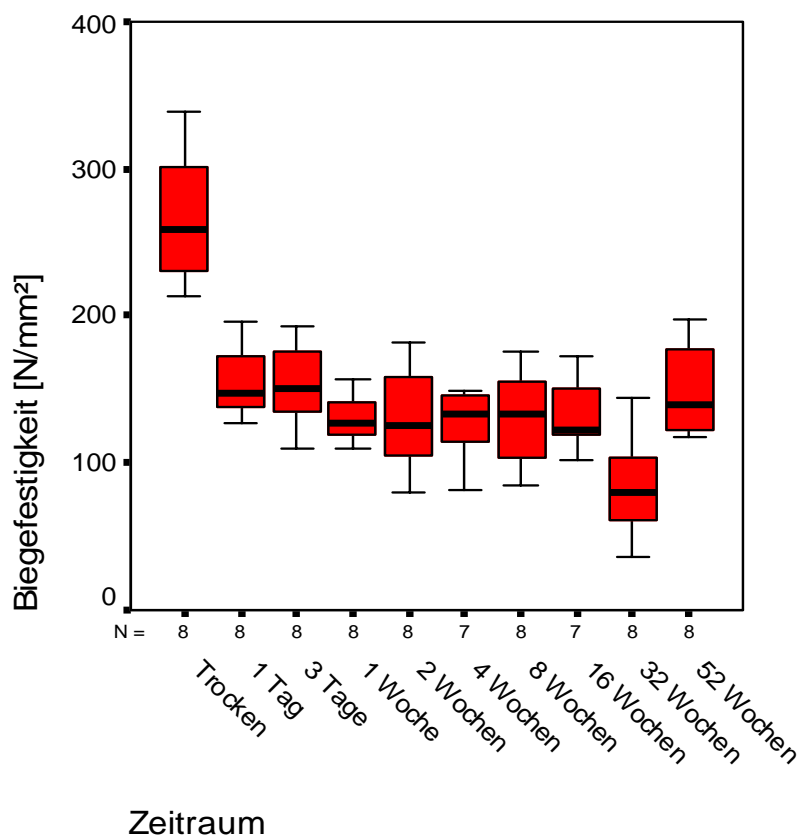


Abbildung 4.25: Boxplot-Diagramm: Biegefestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins

nifikanz ($p < 0,001$ (Kruskal-Wallis-H-Test)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Abnahme ($p = 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) der Biegefestigkeit um 46,1% nachweisbar. Das Maximum der Biegefestigkeit ($258,6 \text{ N/mm}^2$) lag im Trockenzustand, das Minimum der Biegefestigkeit ($80,5 \text{ N/mm}^2$) zu einem Zeitpunkt von 32 Wochen vor. Die breiteste Range ($125,0 \text{ N/mm}^2$) war bereits im Trockenzustand der Pins nachzuweisen.

4.5.4.2.3 Scherfestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.26, Tab. 8.2.11 u. 8.2.12)

Die Scherfestigkeit betrug im Trockenzustand $66,7 \text{ N/mm}^2$ (Range $45,7 \text{ N/mm}^2$). Nach einer Woche Implantationsdauer fiel die Scherfestigkeit statistisch signifikant ($p < 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) um 38,2% auf $41,2 \text{ N/mm}^2$ (Range $19,6 \text{ N/mm}^2$). Nach einer Implantationsdauer von acht Wochen zeigte sich eine statistisch signifikante Zunahme ($p = 0,018$ (Mann-Whitney-U-Test)) der Scherfestigkeit um 31,2% auf $54,4 \text{ N/mm}^2$ (Range $60,8 \text{ N/mm}^2$). Nach 32 Wochen fiel die Scherfestigkeit statistisch signifikant ($p = 0,002$ (Mann-Whitney-U-Test)) um 51,2% auf $26,6 \text{ N/mm}^2$ (Range $47,8 \text{ N/mm}^2$). Zum Ende des Versuchs-

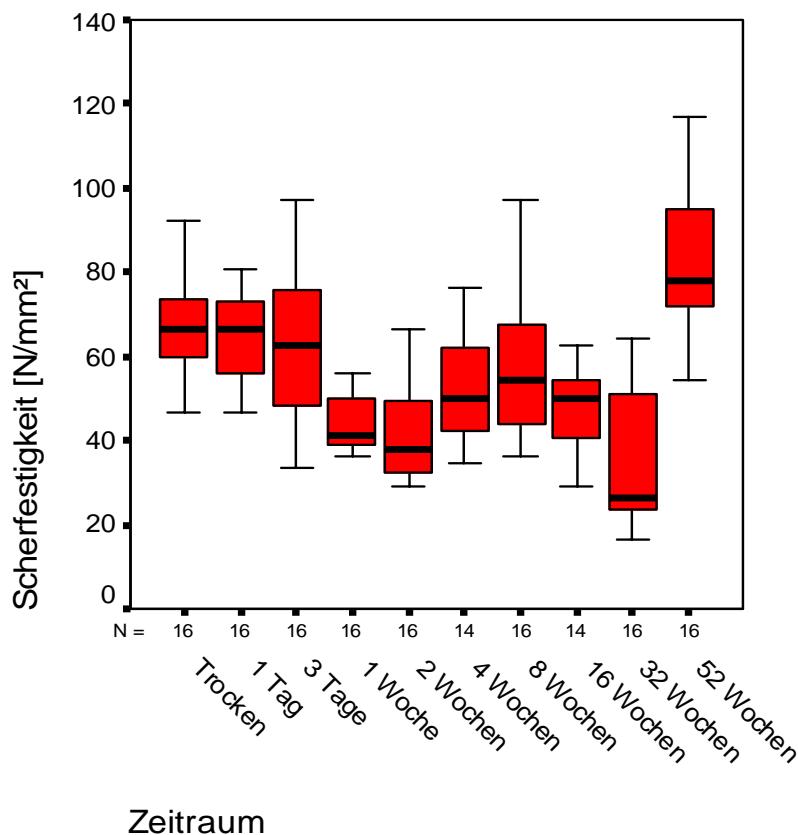


Abbildung 4.26: Boxplot-Diagramm: Scherfestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins

zeitraumes von 52 Wochen stieg die Scherfestigkeit statistisch signifikant ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 193,6% auf 78,1 N/mm² (Range 62,6 N/mm²) an. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante Zunahme ($p = 0,005$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 17,1% nachweisbar. Das Maximum der Scherfestigkeit (78,1 N/mm²) war nach 52 Wochen erreicht, das Minimum (26,6 N/mm²) war nach 32 Wochen Implantationsdauer nachweisbar. Die breiteste Range (62,6 N/mm²) war nach einer Implantationsdauer von 52 Wochen messbar.

4.5.4.2.4 Elastizitätsmodul der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.27, Tab. 8.2.11 u. 8.2.12)

Der Elastizitätsmodul betrug zum Trockenzeitpunkt 18779,7 N/mm² (Range 4694,3 N/mm²). Nach einer Implantationszeit von drei Tagen nahm der E-Modul statistisch signifikant ($p = 0,027$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 22,1% auf 14625,6 N/mm² (Range 14756,2 N/mm²) ab. Nach einer Woche war ein statistisch signifikanter Anstieg ($p = 0,011$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des E-Moduls um 53,7% auf 22485,1 N/mm² (Range 4655,4 N/mm²) nachzuweisen. Nach vier Wochen Implantationsdauer nahm der E-Modul statistisch signifikant ($p = 0,005$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 20,6% auf 17850,7 N/mm² (Range 10809,5 N/mm²) ab. Nach 16 Wochen Implantationsdauer kam es zu einem statistisch signifikanten Anstieg ($p = 0,029$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des Elastizitätsmoduls um 82,6% auf einen Median von 32595,3 N/mm² (Range 23244,4 N/mm²). Zum nachfolgenden Versuchszeitraum von 32 Wochen fiel der E-Modul statistisch signifikant ($p = 0,003$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 56,5% auf 14186,6 N/mm² (Range 12214,7 N/mm²). Zu den 52 Wochen implantierten Pins konnte kein signifikanter Unterschied mehr festgestellt werden. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer eine statistisch signifikante ($p = 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) Abnahme des E-Moduls um 48,6% nachweisbar. Das Maximum des E-Moduls (32595,3 N/mm²) ließ sich nach 16 Wochen Implantationsdauer, das Minimum (9655,2 N/mm²) des E-Moduls nach 52 Wochen Implantationsdauer nachweisen. Die breiteste Range (23244,4 N/mm²) fand sich zu einem Zeitpunkt von 16 Wochen.

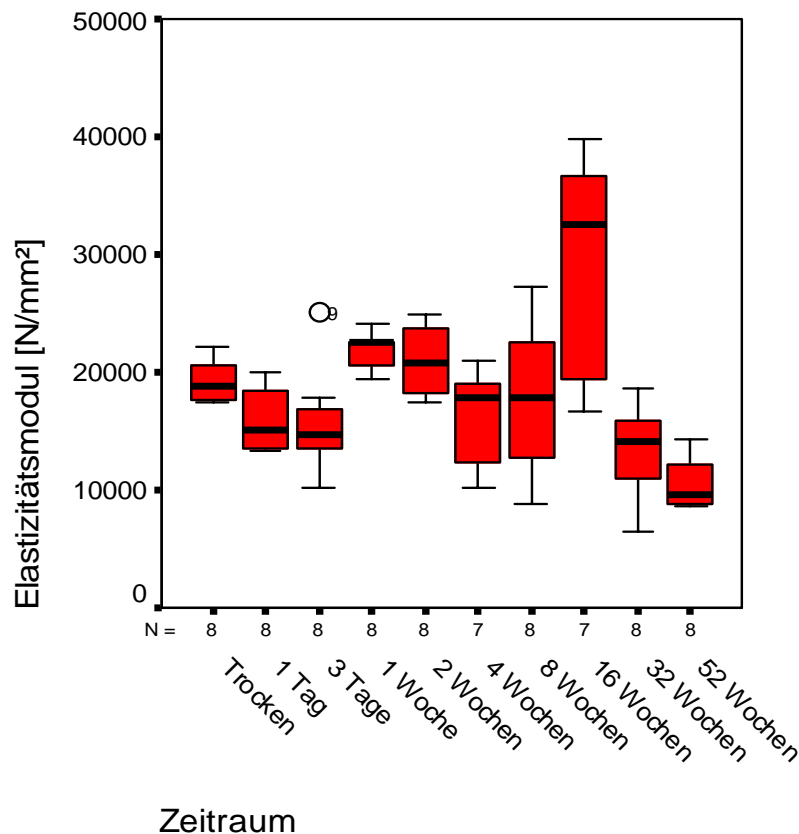


Abbildung 4.27: Boxplot-Diagramm: E-Modul der in die Rückenmuskulatur implantierten gamma-sterilisierten Pins

4.5.4.2.5 Durchbiegung beim Bruch der in die Rückenmuskulatur implantierten gamma-sterilisierten Pins (Abb. 4.28, Tab. 8.2.11 u. 8.2.12)

Die Durchbiegung beim Bruch betrug im Trockenzustand der Pins 0,42 mm (Range 0,24 mm). Nach einer Implantationsdauer von einem Tag war eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,015$ (Mann-Whitney-U-Test)) der Durchbiegung der Pins zum Zeitpunkt des Bruches um 28,6% auf 0,30 mm (Range 0,24 mm) nachzuweisen. Nach einer Implantationsdauer von einer Woche war ein statistisch signifikanter Anstieg ($p=0,003$ (Mann-Whitney-U-Test)) der Durchbiegung um 50% auf 0,46 mm (Range 0,23 mm) nachweisbar. Zu den nachfolgenden Zeiträumen war keine signifikante Veränderung mehr festzustellen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,003$ (Kruskal-Wallis-H-Test)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand war nach 52 Wochen Implantationsdauer keine statistisch signifikante Änderung der Durchbiegung beim Bruch nachweisbar. Das Maximum der Durchbiegung (0,56 mm) war nach acht Wochen Implantationsdauer erreicht, das

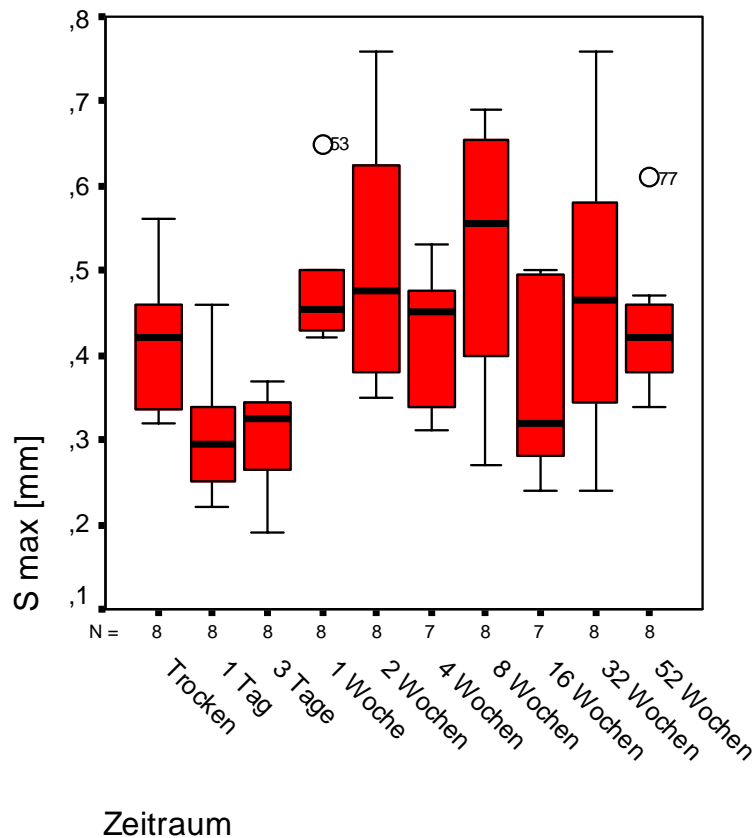


Abbildung 4.28: Boxplot-Diagramm: Durchbiegung beim Bruch der in die Rückenmuskulatur implantierten gamma-masterilisierten Pins

Minimum (0,30 mm) nach einer Implantationsdauer von einem Tag. Die breiteste Range (0,52 mm) war nach 32 Wochen Implantationsdauer nachweisbar.

4.6 Ergebniszusammenfassung nach Implantationszeiträumen

Unter Berücksichtigung klinischer Gesichtspunkte wurden die oben angeführten Daten in drei Zeiträumen zusammengefasst. Die dadurch erhöhten Implantatzahlen pro Zeitraum erlaubten eine aussagefähigere statistische Analyse. Die Trockentestungen blieben als Referenzzeitraum (Zeitraum A) bestehen, die Zeiträume von einem Tag bis zu vier Wochen wurden in einem Zeitraum (Zeitraum B) zusammengefasst und die Folgezeiträume von acht bis 52 Wochen wurden in einem dritten Zeitraum (Zeitraum C) erfasst. Die Grenze für die Einteilung der Zeiträume B und C wurde bei 4 Wochen gezogen, da in Zeitraum B, also im Zeitraum von bis zu vier Wochen, die Implantate, infolge der noch nicht abgeschlossenen Knochenheilung, einer hohen Belastung ausgesetzt sind. Nach Ablauf von vier Wochen, also im Zeitraum C, kann davon ausgegangen werden, dass die meisten Frakturen bereits eine hohe Stabilität erreicht haben.

4.6.1 Ergebniszusammenfassung für alle autoklavierten Pins

Die morphometrischen Daten werden hier aufgrund des Umfangs der Arbeit nicht erneut schriftlich ausgeführt, können aber im Anhang den Tabellen 8.6.1 und 8.6.3 entnommen werden.

4.6.1.1 Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit aller autoklavierten Pins (Abb. 4.29, Tab. 8.6.2 u. 8.6.3)

Der Vergleich der Zeiträume A und B zeigte einen statistisch signifikanten Abfall ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 36,8% von 319,4 N/mm² (Range 212,8 N/mm²) auf 202,0 N/mm² (Range 154,1 N/mm²). Der Unterschied zum nachfolgenden Zeitraum von acht bis 52 Wochen (Zeitraum C) war statistisch nicht mehr signifikant; die Abnahme betrug 3,5% auf 195,1 N/mm² (Range 293,6 N/mm²). Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (Kruskal-Wallis-H-Test)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 38,9% nachweisbar. Die breiteste Range (293,6 N/mm²) war im Zeitraum C zu verzeichnen.

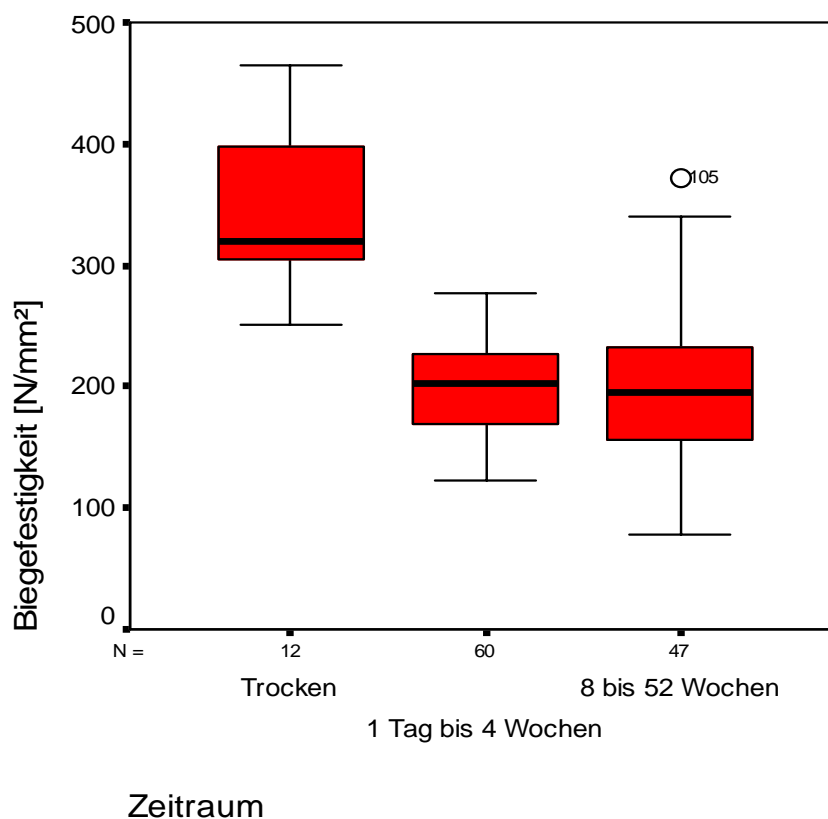


Abbildung 4.29: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit aller autoklavierten Pins

4.6.1.2 *Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit aller autoklavierten Pins (Abb. 4.30, Tab. 8.6.2 u. 8.6.3)*

Im Zeitraum B kam es zu einer statistisch signifikanten Abnahme ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 22,3% gegenüber dem Zeitraum A, von 89,4 N/mm² (Range 65,4 N/mm²) auf 69,5 N/mm² (Range 107,6 N/mm²). Gegenüber dem Zeitraum B war im Zeitraum C ein statistisch signifikanter Abfall ($p = 0,049$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 4,2% auf 66,5 N/mm² (Range 113,1 N/mm²) festzustellen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 25,6% nachweisbar. Die breiteste Range (113,1 N/mm²) war im Zeitraum C zu verzeichnen.

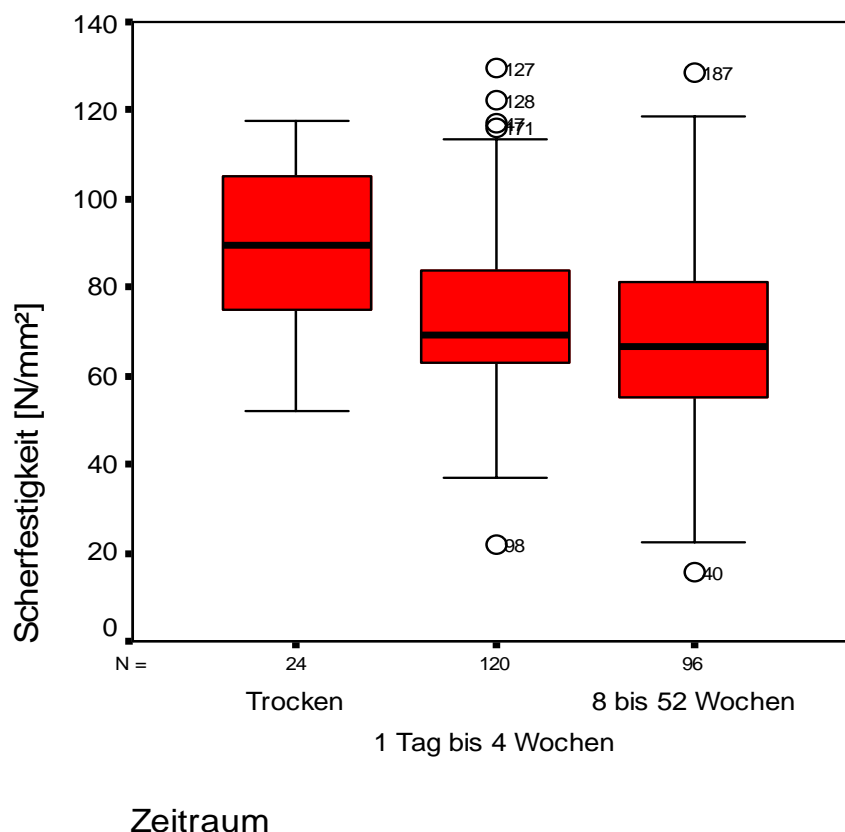


Abbildung 4.30: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit aller autoklavierten Pins

4.6.1.3 Ergebniszusammenfassung des Elastizitätsmoduls aller autoklavierten Pins (Abb. 4.31, Tab. 8.6.2 u. 8.6.3)

Der Elastizitätsmodul betrug zum Trockenzeitpunkt 17402,7 N/mm² (Range 4692,7 N/mm²). Gegenüber dem Zeitraum A war im Zeitraum B eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) des E-Moduls um 18,8% auf 14130,3 N/mm² (Range 21477,6 N/mm²) zu verzeichnen. Gegenüber dem nachfolgenden Zeitraum C war eine nicht statistisch signifikante Abnahme des E-Moduls um 10,2% auf 12688,5 N/mm² (Range 36444,8 N/mm²) nachweisbar. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,008$ (Kruskal-Wallis-H-Test)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme ($p<0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) des E-Moduls um 25,6% nachweisbar. Die breiteste Range (36444,8 N/mm²) war im Zeitraum C zu verzeichnen.

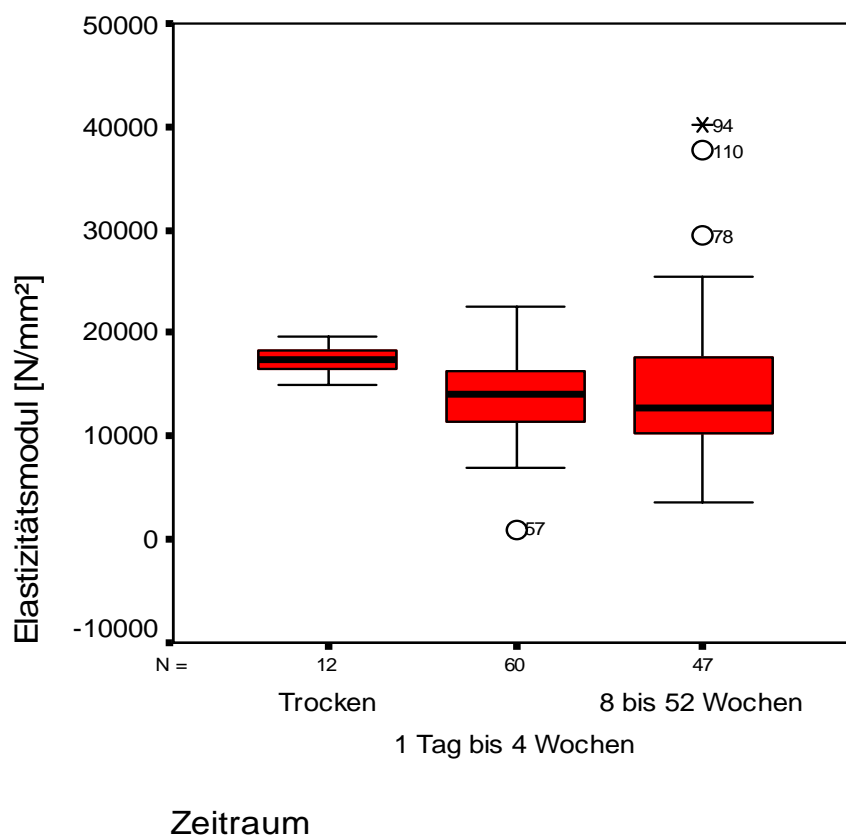


Abbildung 4.31: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung des E-Moduls aller autoklavierten Pins

4.6.1.4 Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch aller autoklavierten Pins (Abb. 4.32, Tab. 8.6.2 u. 8.6.3)

Die Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruches lag im Zeitraum A bei 0,59 mm (Range 0,38 mm). Gegenüber dem Zeitraum A nahm im Zeitraum B die Durchbiegung beim Bruch statistisch signifikant ($p < 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) um 278,0% auf 1,64 mm (Range 2,01 mm) zu. Gegenüber dem Zeitraum B zeigte sich im Zeitraum C eine statistisch signifikante Abnahme der Durchbiegung ($p < 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) um 45,7% auf 0,89 mm (Range 1,69 mm). Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (Kruskal-Wallis-H-Test)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Zunahme ($p < 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) der Durchbiegung beim Bruch um 150,8% nachweisbar. Die breiteste Range (2,01 mm) war im Zeitraum B nachzuweisen.

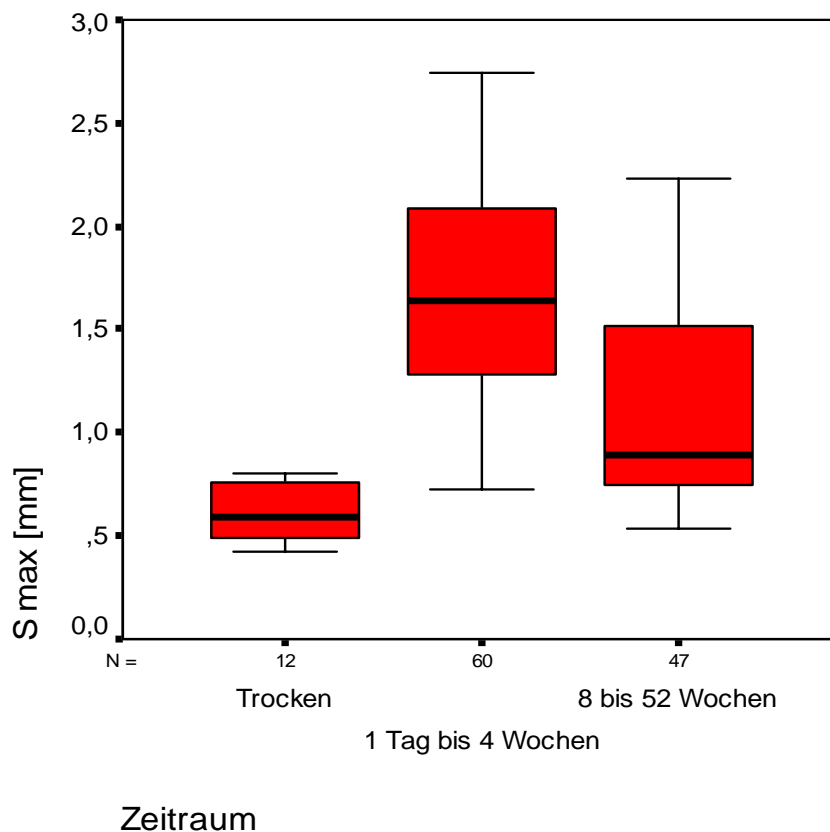


Abbildung 4.32: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch aller autoklavierten Pins

4.6.2 Ergebniszusammenfassung für alle gammasterilisierten Pins

Die morphometrischen Daten werden hier aufgrund des Umfangs der Arbeit nicht erneut schriftlich ausgeführt, sind aber im Anhang in den Tabellen 8.6.4 und 8.6.6 aufgeführt.

4.6.2.1 Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit aller gammasterilisierten Pins

(Abb. 4.33, Tab. 8.6.5 u. 8.6.6)

Zwischen den Versuchszeiträumen A und B kam es zu einem statistisch signifikanten Abfall ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 47,6% von 258,6 N/mm² (Range 125,0 N/mm²) auf 135,6 N/mm² (Range 119,5 N/mm²). Im Zeitraum C war gegenüber dem Zeitraum B eine statistisch signifikante ($p = 0,005$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) Abnahme der Biegefestigkeit um 12,8%, auf 118,3 N/mm² (Range 222,5 N/mm²) zu verzeichnen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) Abnahme der Biegefestigkeit um 54,3% nachweisbar. Die breiteste Range (222,5 N/mm²) war im Zeitraum C nachweisbar.

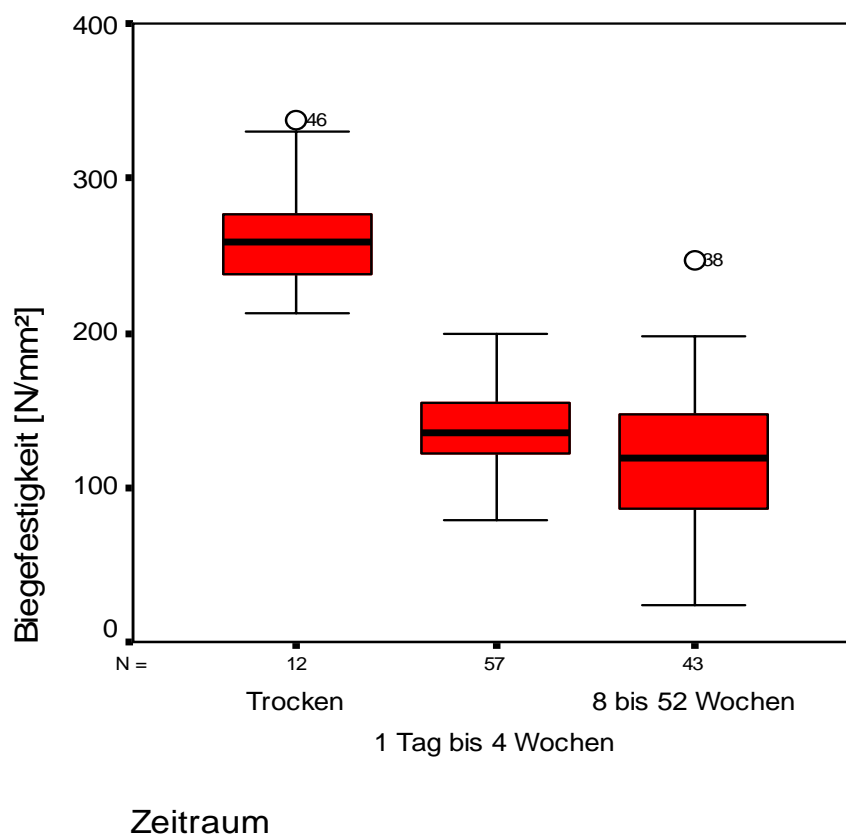


Abbildung 4.33: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit aller gammasterilisierten Pins

4.6.2.2 Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit aller gammasterilisierten Pins

(Abb. 4.34, Tab. 8.6.5 u. 8.6.6)

Gegenüber dem Zeitraum A kam es im Zeitraum B zu einer statistisch signifikanten ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) Abnahme der Scherfestigkeit um 24,1%, von 65,6 N/mm² (Range 45,7 N/mm²) auf 49,8 N/mm² (Range 88,8 N/mm²). Gegenüber dem Zeitraum B kam es im Zeitraum C zu einer statistisch nicht signifikanten Zunahme der Scherfestigkeit um 1,8% auf 50,7 N/mm² (Range 114,2 N/mm²). Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p = 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme ($p = 0,003$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 22,7% nachweisbar. Die breiteste Range (114,2 N/mm²) der Messwerte war im Zeitraum C sichtbar.

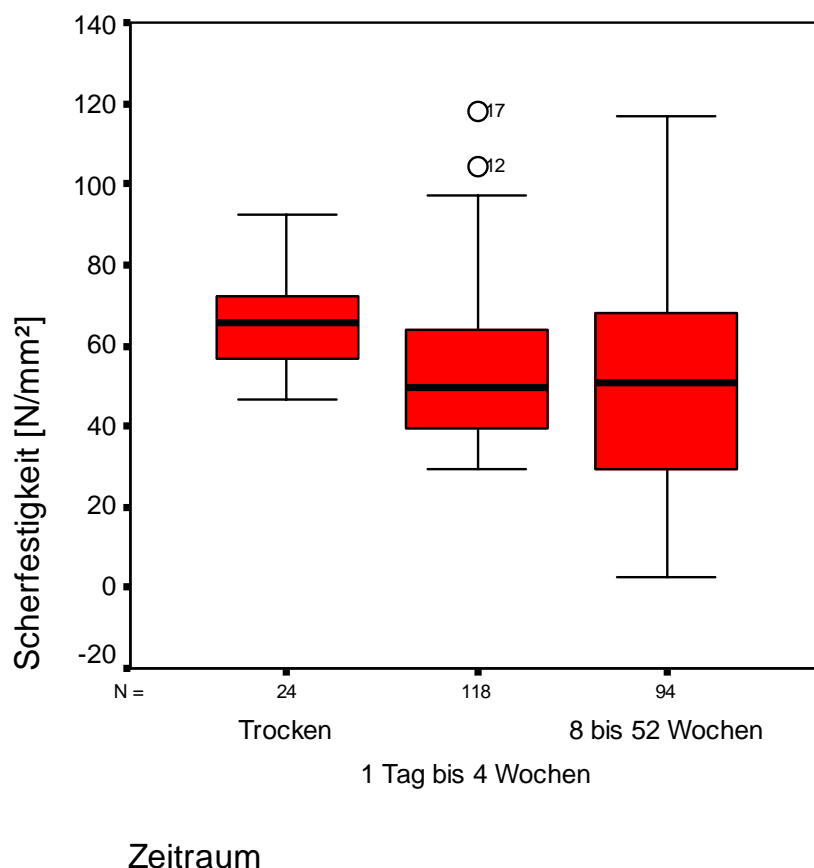


Abbildung 4.34: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit aller gammasterilisierten Pins, nach klinisch relevanten Zeiträumen

4.6.2.3 Ergebniszusammenfassung des Elastizitätsmoduls aller gammasterilisierten Pins

(Abb. 4.35 Tab. 8.6.5 u. 8.6.6)

Der E-Modul nahm von Zeitraum A zu Zeitraum B statistisch nicht signifikant um 7,1% von 19520,7 N/mm² (Range 5229,6 N/mm²) auf 18132,2 N/mm² (Range 15464,9 N/mm²) ab. Zum nachfolgenden Zeitraum C war eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,003$ (Mann-Whitney-U-Test)) des E-Moduls um 22,5% auf 14048,6 N/mm² (Range 34833,1 N/mm²) nachzuweisen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,001$ (Kruskal-Wallis-H-Test)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,003$ (Mann-Whitney-U-Test)) des E-Moduls um 20,0% nachweisbar. Die breiteste Range (34833,1N/mm²) der Messwerte war im Zeitraum C sichtbar.

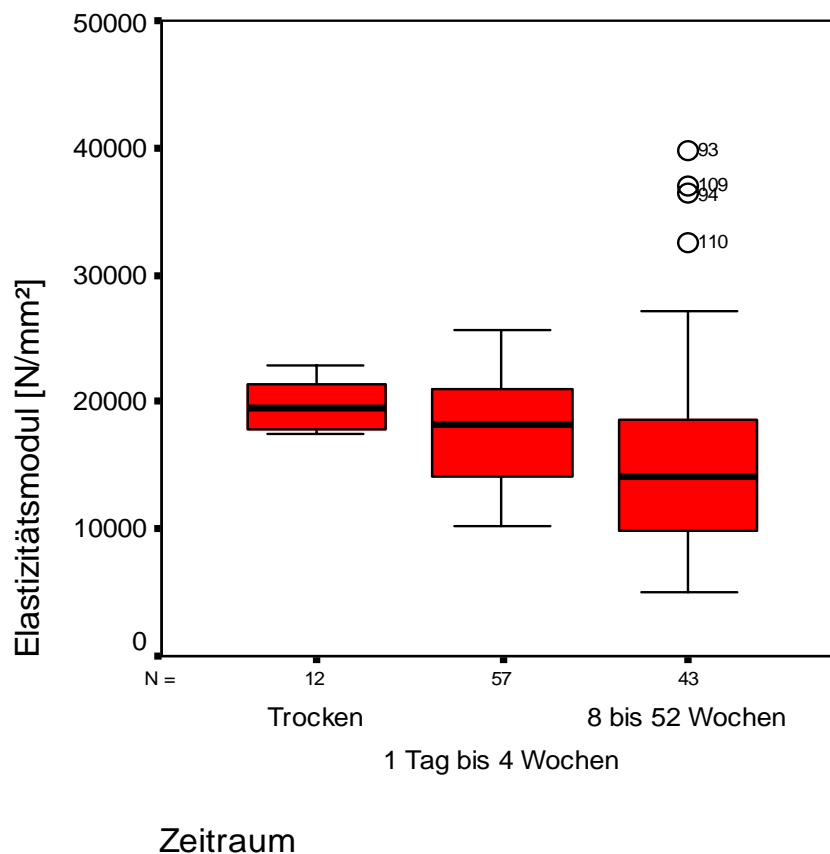


Abbildung 4.35: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung des E-Moduls aller gammasterilisierten Pins

4.6.2.4 Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch aller gammasterilisierten Pins (Abb. 4.36, Tab. 8.6.5 u. 8.6.6)

Die Durchbiegung der Pins zum Zeitpunkt des Bruchs betrug in Zeitraum A 0,39 mm (Range 0,24 mm). Zum nachfolgenden Zeitraum B hin nahm die Durchbiegung nicht statistisch signifikant um 5,1% auf 0,37 mm (Range 0,61mm) ab. Zum nachfolgenden Zeitraum C nahm die Durchbiegung nicht statistisch signifikant um 18,9% auf 0,44 mm (Range 0,72 mm) zu. Über alle Zeiträume hin war keine globale statistische Signifikanz nachweisbar. Insgesamt nahm die Durchbiegung beim Bruch vom Zeitraum A zum Zeitraum C hin statistisch nicht signifikant um 12,8% ab. Die breiteste Range (0,72 mm) der Messwerte war im Zeitraum C nachzuweisen.

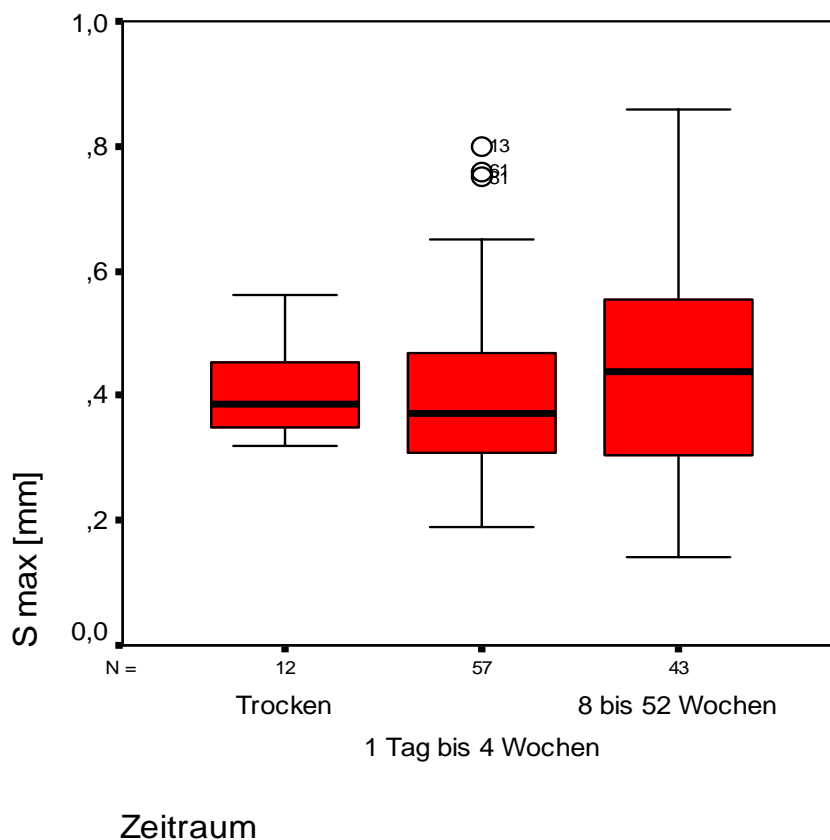


Abbildung 4.36: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch aller gammasterilisierten Pins

4.6.3 Ergebniszusammenfassung für die autoklavierten Pins im Femurmarkraum

Die morphometrischen Daten für die in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins werden hier aufgrund des Umfangs der Arbeit nicht erneut schriftlich angeführt, können aber im Anhang den Tabellen 8.7.1 und 8.8 entnommen werden.

4.6.3.1 Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.37, Tab. 8.7.2 u. 8.8)

Die Biegefestigkeit im Zeitraum A lag bei 358,8 N/mm² (Range 123,0 N/mm²). Zum nachfolgenden Zeitraum B war ein statistisch signifikanter Abfall ($p=0,002$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 43,8% auf 201,7 N/mm² (Range 123,0 N/mm²) nachweisbar. In der Gruppe C sank die Biegefestigkeit gegenüber der Gruppe B statistisch signifikant ($p=0,018$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 22,5% auf 156,4 /mm² (Range 165,5 N/mm²). Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme

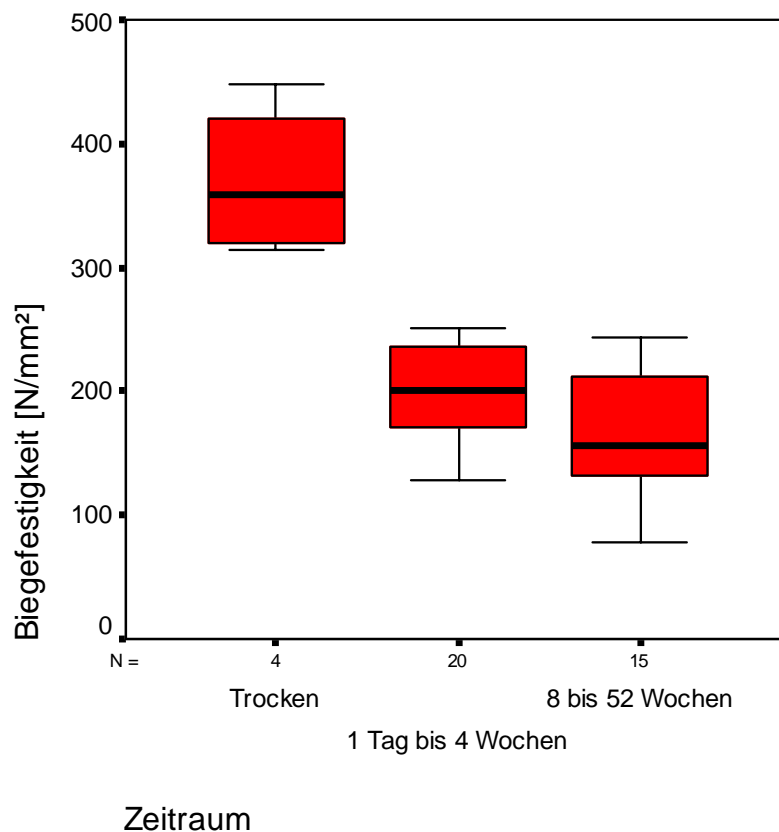


Abbildung 4.37: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins

($p=0,003$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 56,4% nachweisbar. Die breiteste Range (165,5 N/mm²) zeigte sich im Zeitraum C.

4.6.3.2 Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.38, Tab. 8.7.2 u. 8.8)

Vom Zeitraum A aus sank die Scherfestigkeit zum Zeitraum B hin statistisch signifikant ($p=0,017$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 20,1% von 89,1 N/mm² (Range 37,2 N/mm²) auf 71,2 N/mm² (Range 79,8 N/mm²). Im Vergleich mit Zeitraum C fiel in diesem die Scherfestigkeit statistisch signifikant ($p=0,010$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 17,3% auf 58,9 N/mm² (Range 103,5 N/mm²). Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,003$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 33,9% nachweisbar. Die breiteste Range (103,5 N/mm²) war im Zeitraum C nachweisbar.

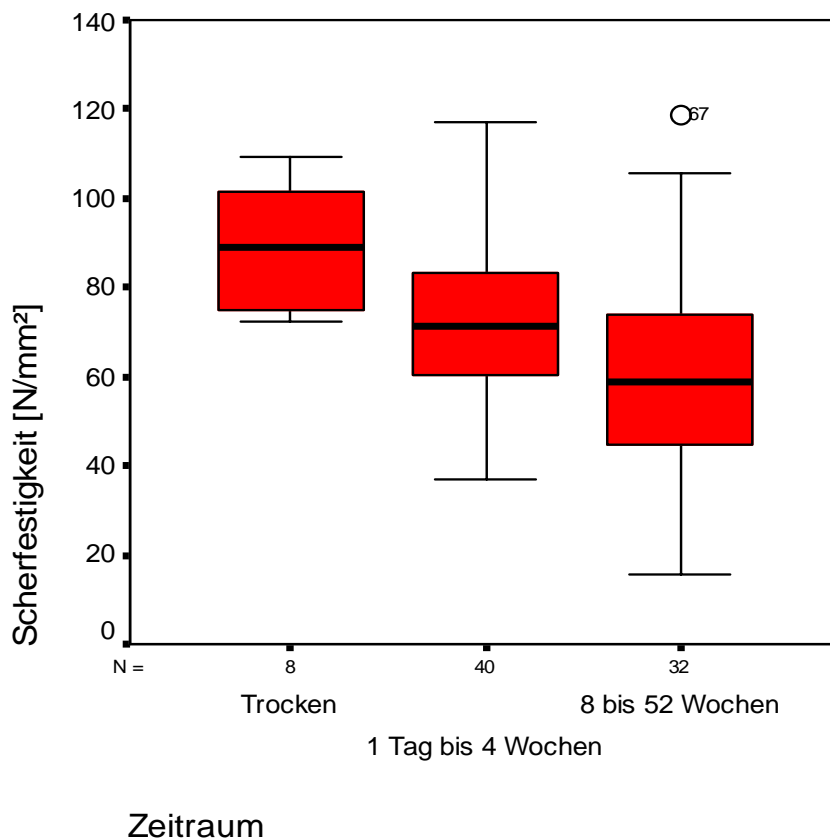


Abbildung 4.38: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit der den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins

4.6.3.3 Ergebniszusammenfassung des Elastizitätsmoduls der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.39, Tab. 8.7.2 u. 8.8)

Im Zeitraum B sank der E-Modul im Vergleich zum Zeitraum A nicht statistisch signifikant um 18,5% von 17637,9 N/mm² (Range 2292,3 N/mm²) auf 14378,7 N/mm² (Range 9631,1 N/mm²) ab. Zum Zeitraum C hin fiel der E-Modul statistisch nicht signifikant um 20,1% auf 11493,1 N/mm² (Range 25659,4 N/mm²) ab. Über alle Zeiträume hin war keine globale statistische Signifikanz nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine nicht statistisch signifikante Abnahme des E-Moduls um 34,8% nachweisbar. Die breiteste Range (25659,4 N/mm²) war im Zeitraum C nachweisbar.

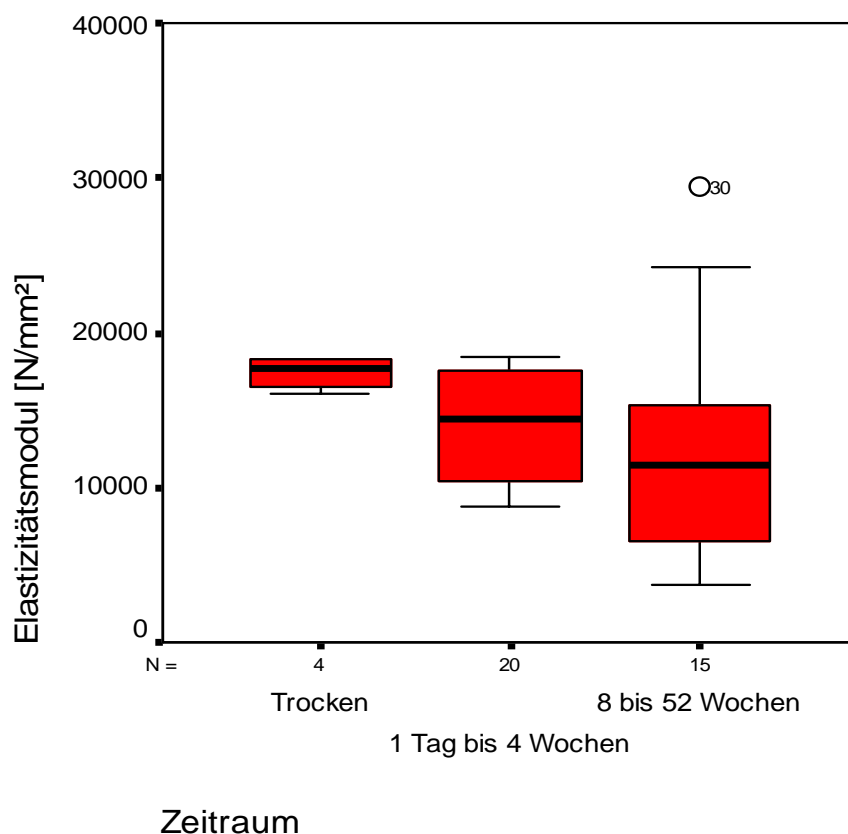


Abbildung 4.39: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung des E-Moduls der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins

4.6.3.4 Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.40, Tab. 8.7.2 u. 8.8)

Die Durchbiegung beim Bruch betrug im Zeitraum A 0,61 mm (Range 0,30 mm). Im Vergleich mit Zeitraum B ließ sich eine statistisch signifikante Zunahme ($p=0,003$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Durchbiegung um 188,5% auf 1,76 mm (Range 2,01 mm) nachweisen. Im Vergleich mit Zeitraum B fiel im Zeitraum C die Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruchs statistisch signifikant ($p=0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) um 49,4% auf 0,89 mm (Range 1,52 mm). Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p<0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Zunahme ($p=0,021$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Durchbiegung beim Bruch um 45,9% nachweisbar. Die breiteste Range (2,01 mm) war im Zeitraum B nachweisbar.

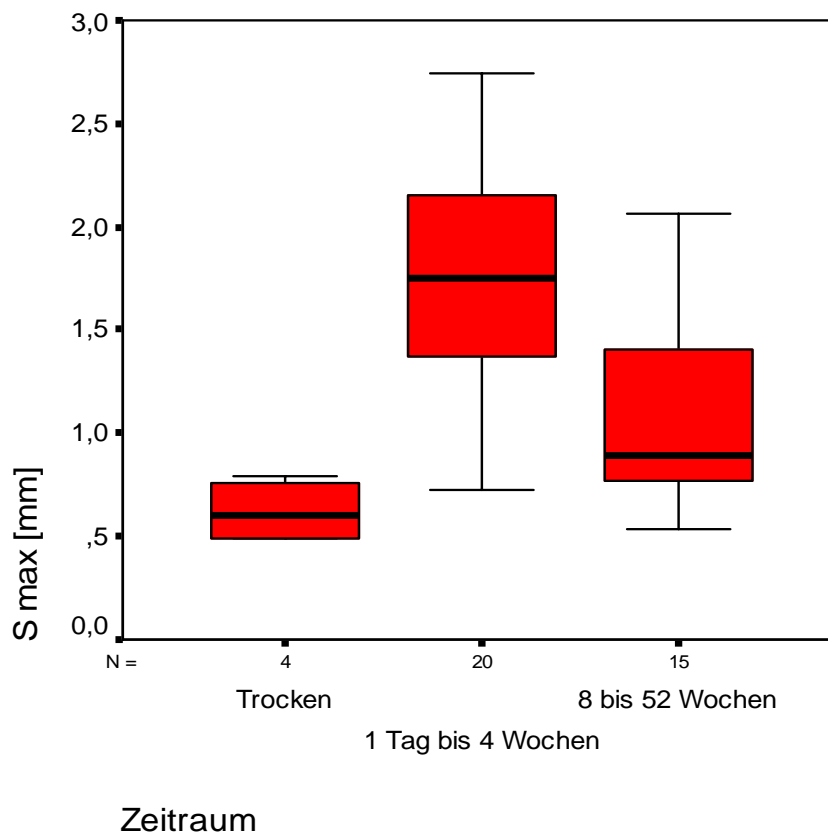


Abbildung 4.40: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins

4.6.4 Ergebniszusammenfassung für die gammasterilisierten Pins im Femurmarkraum

Die morphometrischen Daten werden hier aufgrund des Umfangs der Arbeit nicht erneut schriftlich angeführt, können aber im Anhang für die in das Femur implantierten gammasterilisierten Pins den Tabellen 8.7.5 und 8.10 entnommen werden.

4.6.4.1 Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.41, Tab. 8.7.6 u. 8.10)

Die Biegefestigkeit betrug im Zeitraum A 261,8 N/mm² (Range 40,8 N/mm²). Im Zeitraum B war gegenüber dem Zeitraum A eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,002$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 47,8% auf 136,6 N/mm² (Range 109,7 N/mm²) zu verzeichnen. Im Zeitraum C war gegenüber dem Zeitraum B ein statistisch signifikanter Abfall ($p=0,006$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 31,1% auf 94,1 N/mm² (Range 222,5 N/mm²) nachzuweisen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p<0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,005$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 64,1% nachweisbar. Die breiteste Range (222,5 N/mm²) zeigte sich im Zeitraum C.

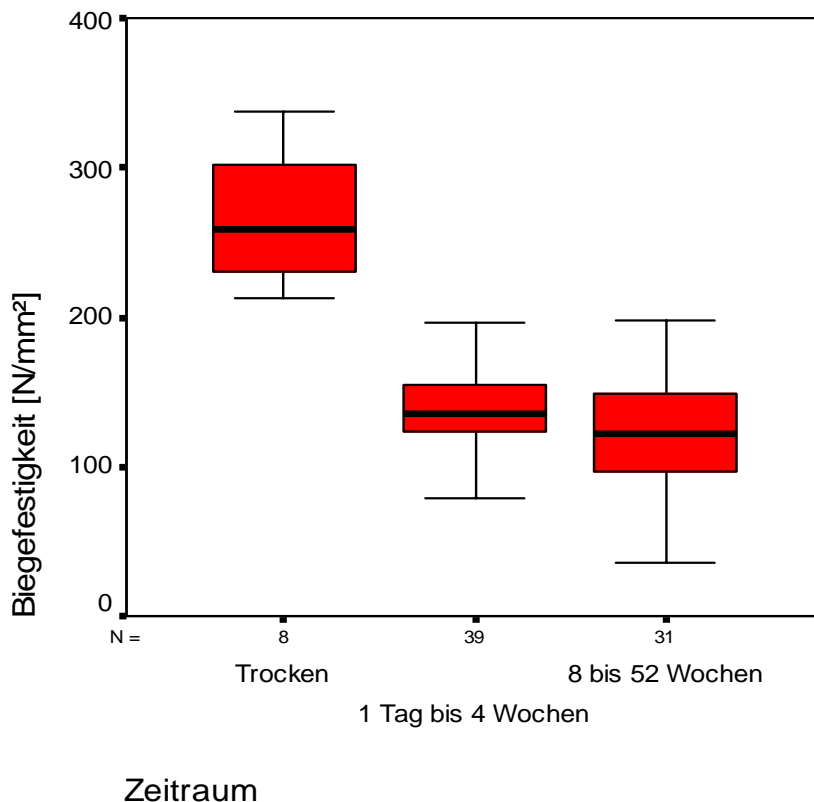


Abbildung 4.41: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins

4.6.4.2 Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.42, Tab. 8.7.6 u. 8.10)

Die Scherfestigkeit im Zeitraum A betrug 62,5 N/mm² (Range 27,7 N/mm²). Gegenüber dem Zeitraum A war im Zeitraum B eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,031$ (Mann-Whitney-U-Test)) der Scherfestigkeit um 23,8% auf 47,6 N/mm² (Range 88,6 N/mm²) festzustellen. Die Scherfestigkeit im Zeitraum C fiel gegenüber dem Zeitraum B statistisch signifikant ($p=0,014$ (Mann-Whitney-U-Test)) um 31,7% auf 32,2 N/mm² (Range 107,7 N/mm²). Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,004$ (Kruskal-Wallis-H-Test)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,016$ (Mann-Whitney-U-Test)) der Scherfestigkeit um 48,5% nachweisbar. Die breiteste Range (107,7 N/mm²) war im Zeitraum C nachzuweisen.

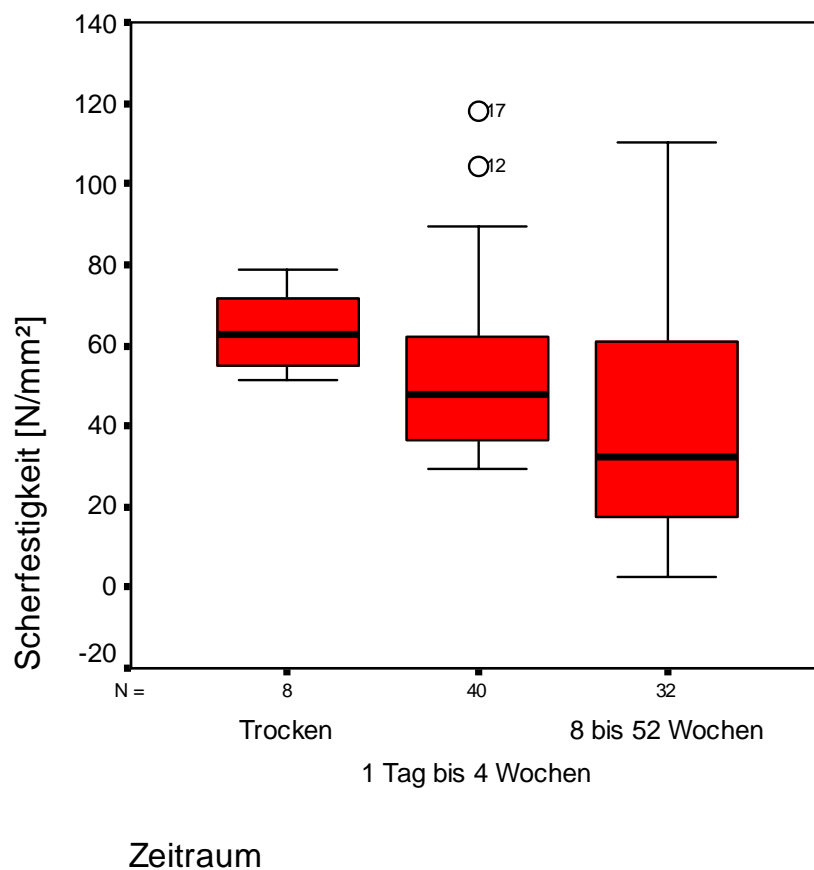


Abbildung 4.42: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins

4.6.4.3 Ergebniszusammenfassung des Elastizitätsmoduls der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.43, Tab 8.7.6 u. 8.10)

Der E-Modul im Zeitraum A lag bei 21109,9 N/mm² (Range 4862,5 N/mm²). Gegenüber dem Zeitraum A war im Zeitraum B eine nicht statistisch signifikante Abnahme des E-Moduls um 14,4% auf 18066,3 N/mm² (Range 14470,0 N/mm²) nachweisbar. Gegenüber dem Zeitraum B war im nachfolgenden Zeitraum C ein statistisch signifikanter Abfall ($p=0,003$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des E-Moduls um 29,1% auf 12814,5 N/mm² (Range 20762,5 N/mm²) nachweisbar. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,002$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,015$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des E-Moduls um 39,3% nachweisbar. Die breiteste Range (20762,5 N/mm²) der Messwerte war im Zeitraum C nachweisbar.

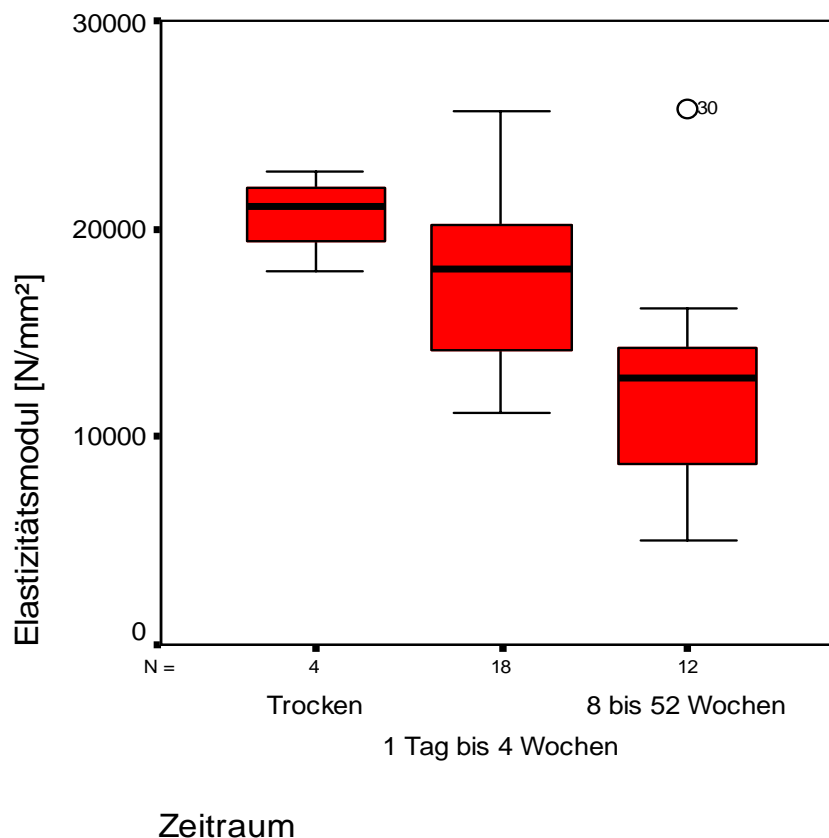


Abbildung 4.43: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung des E-Moduls der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins

4.6.4.4 Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.44, Tab. 8.7.6 u. 8.10)

Die Durchbiegung beim Bruch betrug im Zeitraum A 0,37 mm (Range 0,05 mm). Im Zeitraum B fiel die Durchbiegung gegenüber dem Zeitraum A nicht statistisch signifikant um 2,7% auf 0,36 mm (Range 0,59 mm). Gegenüber dem Zeitraum B war im nachfolgenden Zeitraum C eine nicht statistisch signifikante Zunahme der Durchbiegung beim Bruch um 11,1% auf 0,4 mm (Range 0,72 mm) nachzuweisen. Über alle Zeiträume hin war keine globale statistische Signifikanz nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine nicht statistisch signifikante Zunahme der Durchbiegung beim Bruch um 10,8% nachweisbar. Die breiteste Range (0,72 mm) ließ sich im Zeitraum C nachweisen.

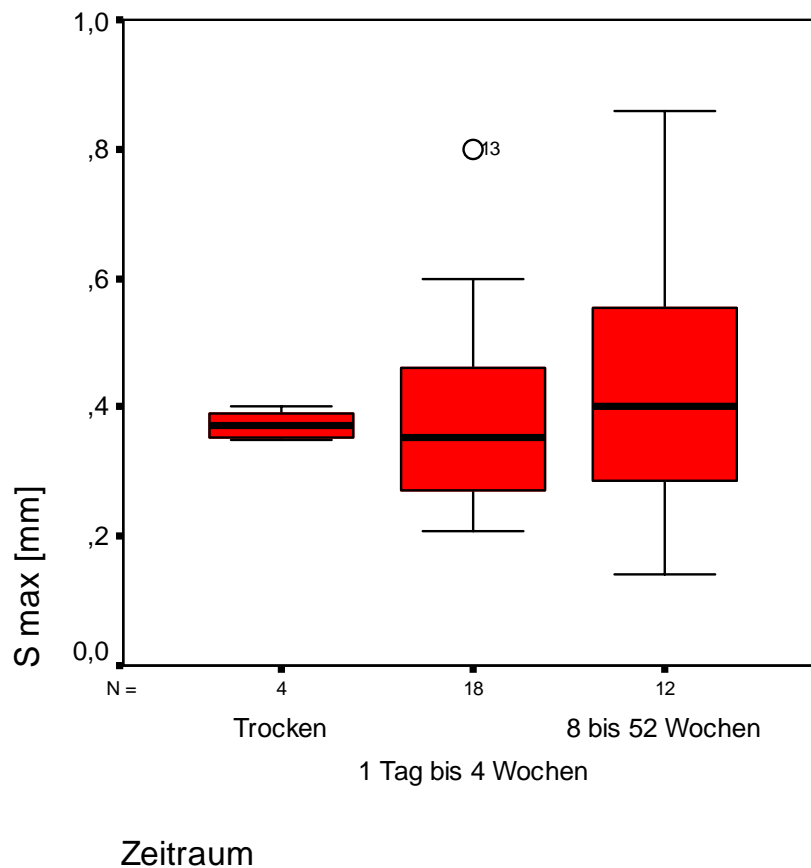


Abbildung 4.44: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins

4.6.5 Ergebniszusammenfassung für die autoklavierten Pins in der Rückenmuskulatur

Die morphometrischen Daten für die in die autochthone Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins werden hier aufgrund des Umfangs der Arbeit nicht erneut schriftlich angeführt, können aber im Anhang den Tabellen 8.7.3 und 8.9 entnommen werden.

4.6.5.1 Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.45, Tab. 8.7.4 u. 8.9)

Im Zeitraum B kam es, gegenüber dem Zeitraum A, zu einem statistisch signifikanten Abfall ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 33,4% von 307,1 N/mm² (Range 212,8 N/mm²) auf 202,0 N/mm² (Range 154,1 N/mm²). Gegenüber dem Zeitraum B war im Zeitraum C eine nicht statistisch signifikante Abnahme der Biegefestigkeit um 1,4% auf 199,2 N/mm² (Range 262,2 N/mm²) zu verzeichnen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Zeitraum A war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 35,1% nachweisbar. Die breiteste Range (262,2 N/mm²) war im Zeitraum C nachweisbar.

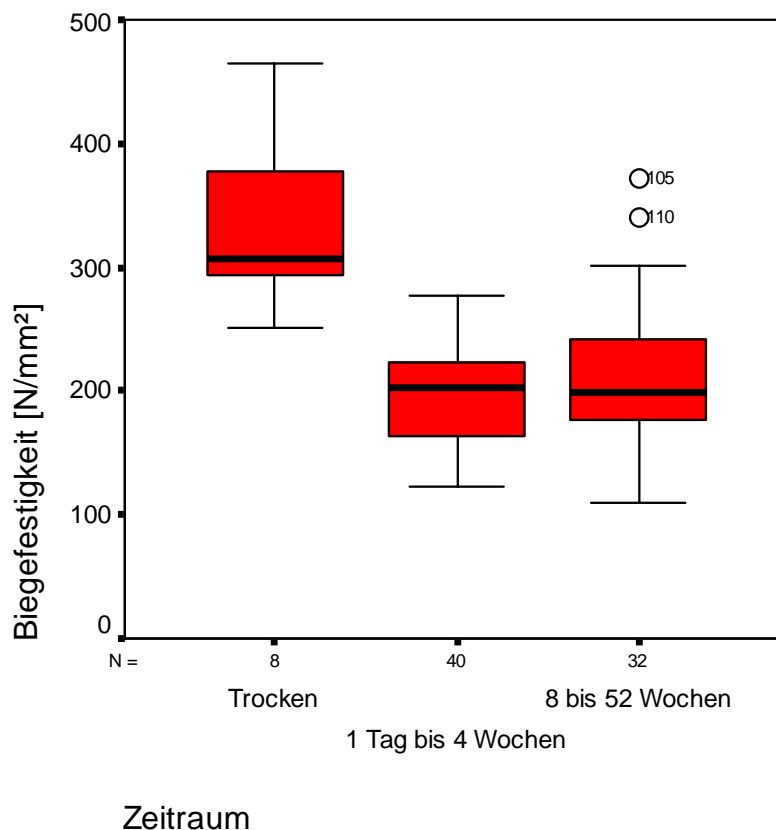


Abbildung 4.45: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins

4.6.5.2 Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.46, Tab. 8.7.4 u. 8.9)

Die Scherfestigkeit der autoklavierten Pins betrug im Zeitraum A 89,4 N/mm² (Range 65,4 N/mm²). Im Zeitraum B zeigte sich gegenüber dem Zeitraum A ein statistisch signifikanter Abfall ($p=0,012$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 22,4% auf 69,4 N/mm² (Range 107,6 N/mm²). Zum nachfolgenden Zeitraum C zeigte sich ein nicht statistisch signifikanter Anstieg der Scherfestigkeit um 4,0% auf 72,2 N/mm² (Range 103,7 N/mm²). Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,017$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,004$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 19,2% nachweisbar. Die breiteste Range (107,6 N/mm²) zeigte sich im Zeitraum B.

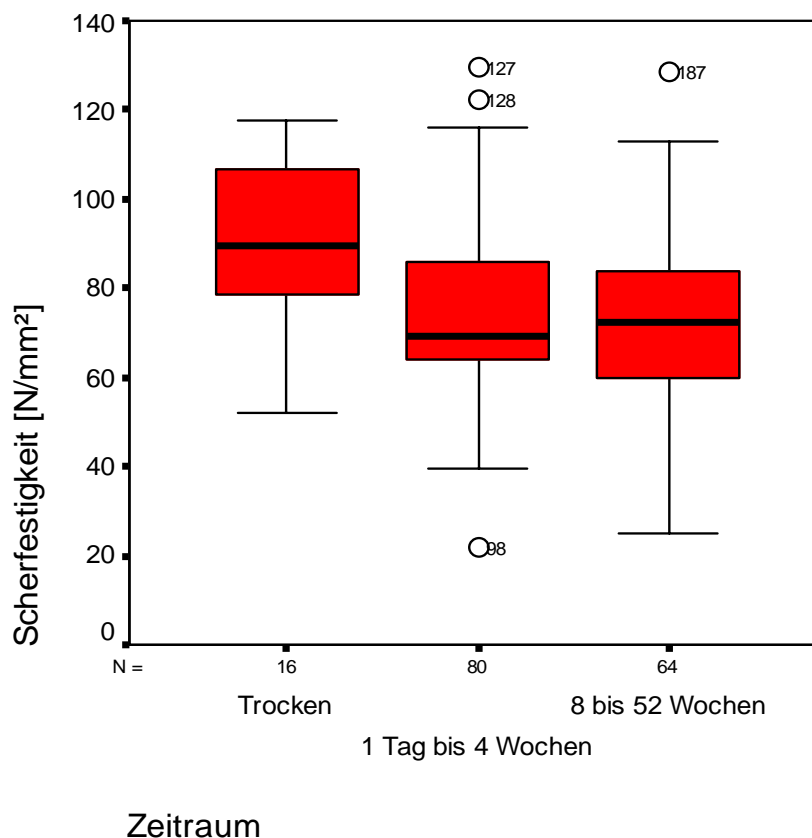


Abbildung 4.46: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins

4.6.5.3 Ergebniszusammenfassung des Elastizitätsmoduls der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.47, Tab. 8.7.4 u. 8.9)

Der Elastizitätsmodul der in die autochthone Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins lag im Zeitraum A bei 17402,7 N/mm² (Range 4692,7 N/mm²). Gegenüber dem Zeitraum B war eine statistisch signifikante Abnahme ($p=0,003$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) des E-Moduls um 18,8% auf 14130,3 N/mm² (Range 21477,6 N/mm²) nachweisbar. Zum nachfolgenden Zeitraum C hin war ein nicht statistisch signifikanter Abfall des E-Moduls um 6,3% auf 13245,8 N/mm² (Range 33471,8 N/mm²) nachweisbar. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p=0,034$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine nicht statistisch signifikante Abnahme des E-Moduls um 23,9% nachweisbar. Die breiteste Range (33471,8 N/mm²) war im Zeitraum C nachzuweisen.

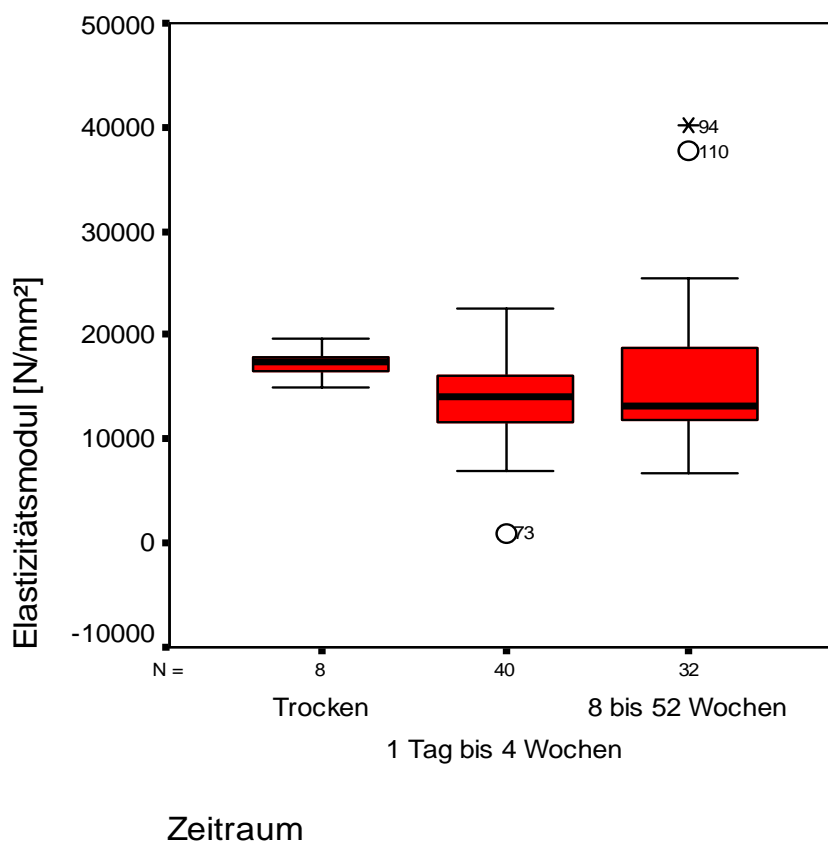


Abbildung 4.47: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung des E-Moduls der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins

4.6.5.4 Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins (Abb. 4.48, Tab. 8.7.4 u. 8.9)

Die Durchbiegung beim Bruch betrug im Zeitraum A 0,59 mm (Range 0,38 mm). Gegenüber dem Zeitraum A stieg im Zeitraum B die Durchbiegung statistisch signifikant ($p < 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) um 171,2% auf 1,60 mm (Range 2,01 mm). Zum Zeitraum C hin war eine statistisch signifikante Abnahme ($p = 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test)) der Durchbiegung beim Bruch um 42,5% auf 0,92 mm (Range 1,69 mm) nachzuweisen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (Kruskal-Wallis-H-Test)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Zunahme ($p = 0,002$ (Mann-Whitney-U-Test)) der Durchbiegung beim Bruch um 55,9% nachweisbar. Die breiteste Range (2,01 mm) ließ sich im Zeitraum B nachweisen.

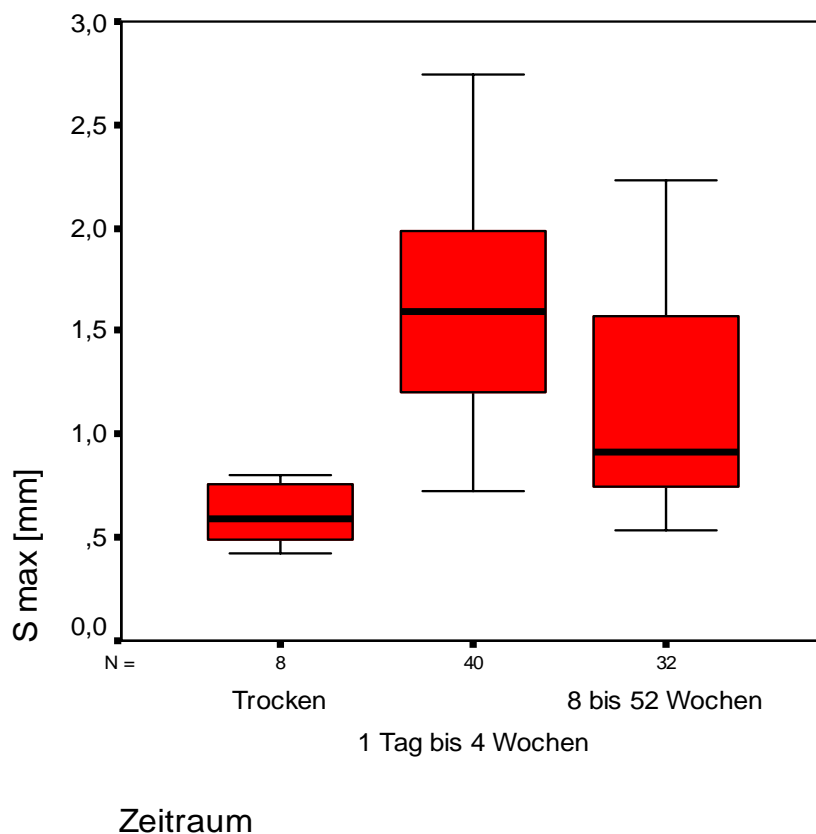


Abbildung 4.48: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins

4.6.6 Ergebniszusammenfassung für die gammasterilisierten Pins in der Rückenmuskulatur

Die morphometrischen Daten werden hier aufgrund des Umfangs der Arbeit nicht erneut schriftlich angeführt, können aber im Anhang für die in die autochthone Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins den Tabellen 8.7.7 und 8.11 entnommen werden.

4.6.6.1 Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.49, Tab. 8.7.8 u. 8.11)

Die Biegefestigkeit betrug im Zeitraum A 258,6 N/mm² (Range 125,0 N/mm²). Im Vergleich mit Zeitraum B war eine statistisch signifikante Abnahme ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 47,7% auf 135,0 N/mm² (Range 116,6 N/mm²) nachweisbar. Im Vergleich des Zeitraums C mit dem Zeitraum B war ein nicht statistisch signifikanter Abfall der Biegefestigkeit um 9,6% auf 122,1 N/mm² (Range 161,2 N/mm²) nachzuweisen. Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p < 0,001$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von

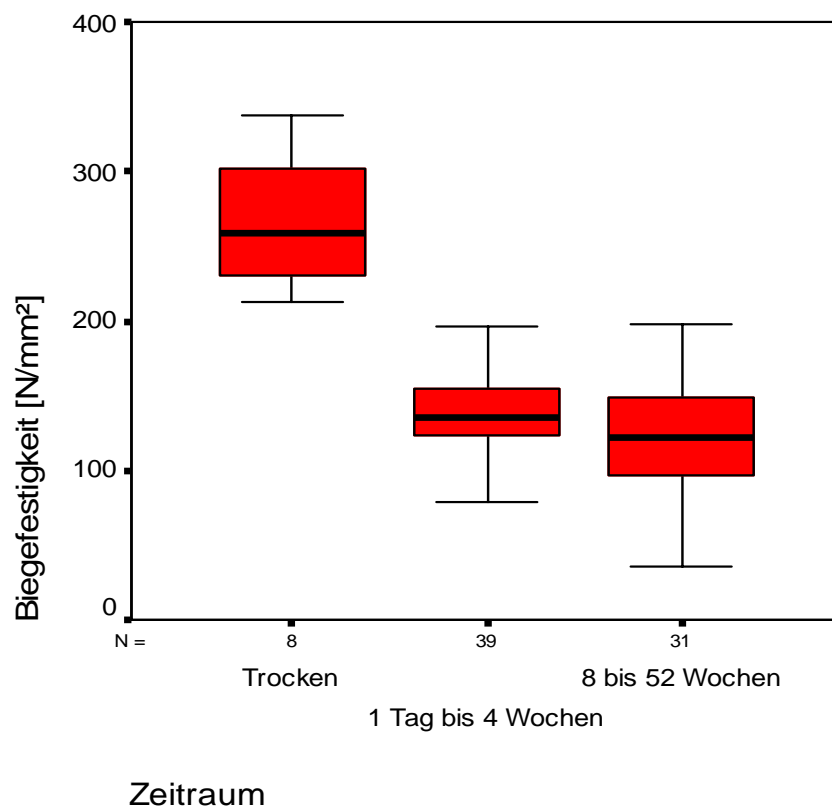


Abbildung 4.49: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins

acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme ($p < 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Biegefestigkeit um 52,8% nachweisbar. Die breiteste Range (161,2 N/mm²) war im Zeitraum C nachweisbar.

4.6.6.2 Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.50, Tab. 8.7.8 u. 8.11)

Die Scherfestigkeit der gammasterilisierten Pins im Zeitraum A betrug 66,7 N/mm² (Range 45,7 N/mm²). Im Vergleich des Zeitraums A mit dem Zeitraum B zeigte sich ein statistisch signifikanter Abfall ($p = 0,001$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 24,4% auf 50,4 N/mm² (Range 68,1 N/mm²). Zum nachfolgenden Zeitraum C zeigte sich ein nicht statistisch signifikanter Anstieg der Scherfestigkeit um 8,1% auf 54,5 N/mm² (Range 100,1 N/mm²). Über alle Zeiträume hin war eine globale statistische Signifikanz ($p = 0,013$ (*Kruskal-Wallis-H-Test*)) nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine statistisch signifikante Abnahme ($p = 0,045$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) der Scherfestigkeit um 18,3% nachweisbar. Die breiteste Range (100,1 N/mm²) der Messwerte zeigte sich im Zeitraum C.

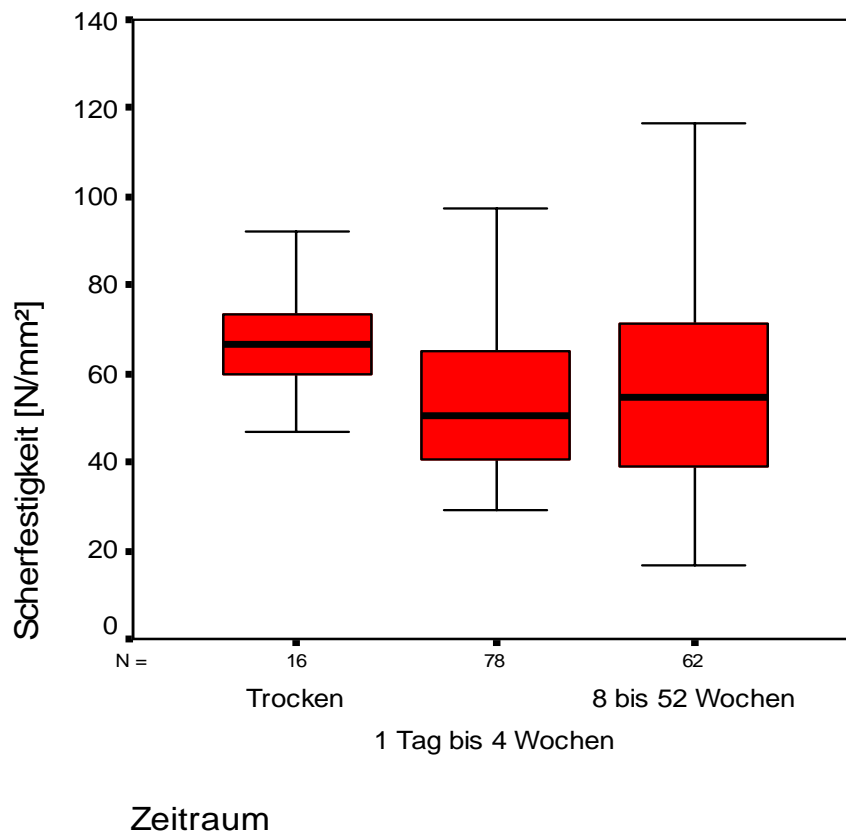


Abbildung 4.50: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins

4.6.6.3 Ergebniszusammenfassung des Elastizitätsmoduls der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.51, Tab. 8.7.8 u. 8.11)

Der E-Modul nahm zum Zeitraum B gegenüber dem Zeitraum A nicht statistisch signifikant um 3,4% von 18779,7 N/mm² (Range 4694,3 N/mm²) auf 18132,2 N/mm² (Range 14862,7 N/mm²) ab. Zum nachfolgenden Zeitraum C hin war eine nicht statistisch signifikante Abnahme des E-Moduls um 18,7% auf 14744,5 N/mm² (Range 33434,6 N/mm²) nachzuweisen. Über alle Zeiträume hin war keine globale statistische Signifikanz nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine nicht statistisch signifikante Abnahme des E-Modul um 21,5% nachweisbar. Die breiteste Range (33434,6 N/mm²) der Messwerte wurde im Zeitraum von acht bis 52 Wochen (Zeitraum C) nachgewiesen.

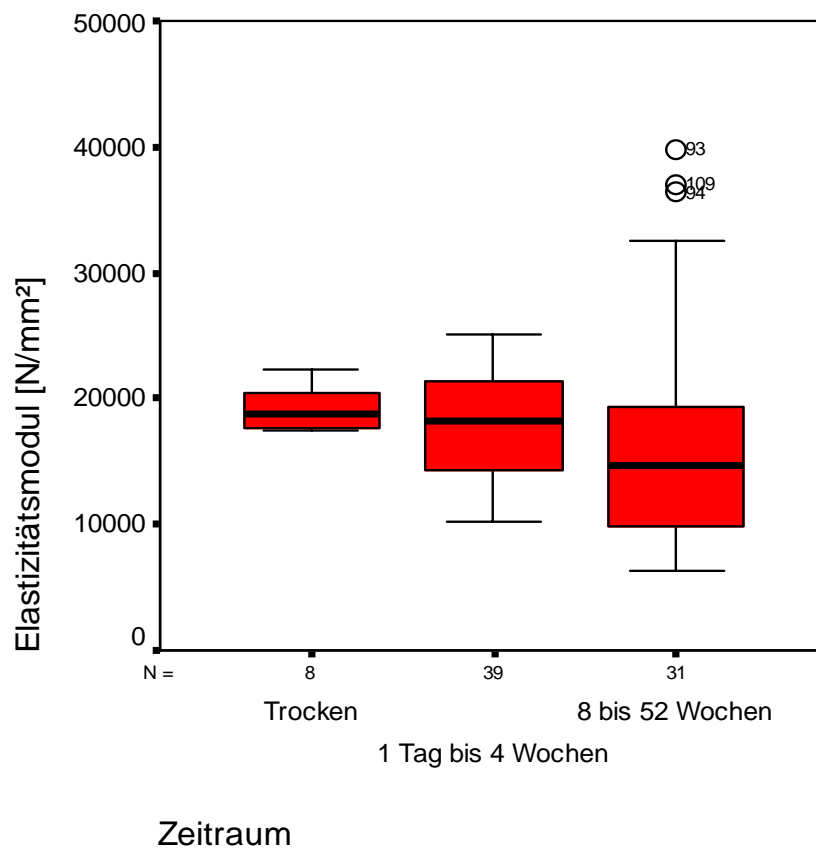


Abbildung 4.51: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung des E-Moduls der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins

4.6.6.4 Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins (Abb. 4.52, Tab. 8.7.8 u. 8.11)

Die Durchbiegung beim Bruch betrug im Zeitraum A 0,42 mm (Range 0,24 mm). Zum nachfolgenden Zeitraum B stieg die Durchbiegung nicht statistisch signifikant um 9,5% auf 0,38 mm (Range 0,57 mm). Gegenüber dem Zeitraum B war im Zeitraum C eine nicht statistisch signifikante Zunahme der Durchbiegung beim Bruch um 18,4% auf 0,45 mm (Range 0,52 mm) nachzuweisen. Über alle Zeiträume hin war keine globale statistische Signifikanz nachweisbar. Gegenüber dem Trockenzustand (Zeitraum A) war im Zeitraum von acht bis 52 Wochen Implantationsdauer (Zeitraum C) eine nicht statistisch signifikante Zunahme der Durchbiegung beim Bruch um 7,1% nachweisbar. Die breiteste Range (0,57 mm) war im Zeitraum B nachweisbar.

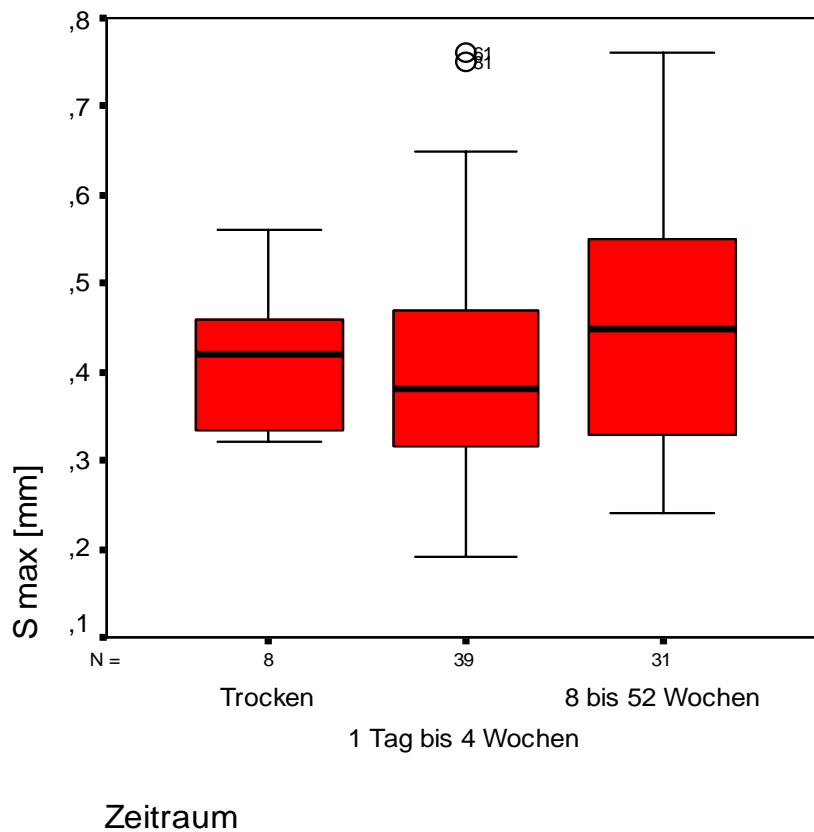


Abbildung 4.52: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins

4.7 Ergebnisvergleich zwischen allen untersuchten autoklavierten und gammasterilisierten Pins

Bisher wurden die gammasterilisierten und die autoklavierten CB 2,0-Pins getrennt voneinander betrachtet. Dabei wurden die Veränderungen der Biegefestigkeit, der Scherfestigkeit, des Elastizitätsmoduls und der Durchbiegung beim Bruch im zeitlichen Verlauf analysiert. Nun sollen die zwei verwendeten Implantatarten untereinander verglichen werden. Dazu ist es nicht mehr erforderlich, im Einzelnen auf die absoluten Testdaten einzugehen. Sie wurden bereits für jede Implantatart separat erläutert und sind tabellarisch im Anhang aufgelistet. Alle nun folgenden Prozentangaben beziehen sich aufgrund des Studiendesigns auf die Mittelwerte, in Klammern ist die Standardabweichung angegeben. Alle morphometrischen Daten sind im Anhang in tabellarischer Form verglichen. Ebenso werden nicht alle Zeiträume im Einzelnen nach statistisch signifikanter Unterscheidung untersucht, da auch hier die entsprechenden p-Werte im Anhang in der Tabelle 8.3 aufgelistet sind.

4.7.1 Vergleich der zwei Implantatarten hinsichtlich ihrer Biegefestigkeit (Abb. 4.53, Tab. 8.3)

Zum Trockenzeitpunkt lag die Biegefestigkeit der autoklavierten CB 2,0-Pins um 30,7% höher als die der gammasterilisierten CB 2,0-Pins. Diese Differenz erhöhte sich zum Zeitpunkt von einem Tag auf 31,7%. Nach drei Tagen Implantationsdauer, erhöhte sich die Differenz auf 37,3%. Nach einer Implantationsdauer von einer Woche stieg die Differenz der Biegefestigkeit der autoklavierten Pins auf 46,2%, um dann nach einer Implantationszeit von zwei Wochen auf 47,9% über die Biegefestigkeit der gammasterilisierten Pins zu steigen. Nach vier Wochen war ein weiterer Anstieg der Differenz um 3,7% auf 51,6% zu verzeichnen. Nach acht Wochen überstieg die Biegefestigkeit der autoklavierten Pins die der gammasterilisierten Pins um 75,4%. Nach 16 Wochen Implantationsdauer verringerte sich die Differenz der autoklavierten Pins gegenüber den gammasterilisierten Pins auf 68,0%, um dann nach 32 Wochen auf 125,6% der Biegefestigkeit der gammasterilisierten Pins zu steigen. Nach einer Implantationsdauer von 52 Wochen verringerte sich die Differenz auf 26,5%. Insgesamt wurden 112 Fälle bewertet, wobei mit 92,0% (n=103) der Fälle die Biegefestigkeit der autoklavierten Pins statistisch signifikant ($p < 0,001$ (*Wilcoxon-Vorzeichen-Test*)) höher war, als die der gammasterilisierten Pins. Über den gesamten Zeitraum hin gesehen lag die Biegefestigkeit der gammasterilisierten Pins (Mittelwert $144,0 \text{ N/mm}^2 \pm 57,3 \text{ N/mm}^2$;

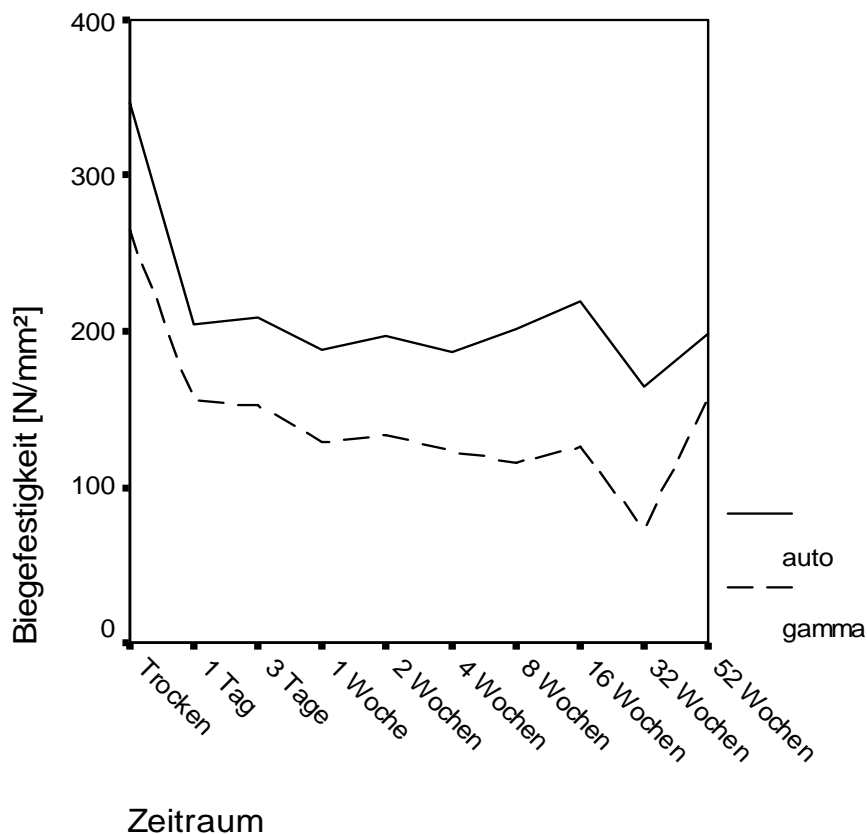


Abbildung 4.53: Linien-Diagramm: Vergleich der Biegefestigkeit aller autoklavierten und gamma-sterilisierten Pins
n=112) um 31,8% niedriger als die der autoklavierten Pins (Mittelwert 211,1 N/mm² ± 68,3 N/mm²; n=119).

4.7.2 Vergleich der zwei Implantatarten hinsichtlich ihrer Scherfestigkeit (Abb. 4.54, Tab. 8.3)

Die Scherfestigkeit der autoklavierten CB 2,0-Pins lag zum Trockenzeitpunkt um 35,2% höher, als die für die gammasterilisierten CB 2,0-Pins gemessene Scherfestigkeit. Nach einem Tag Implantationsdauer stieg die Differenz auf 37,2%. Die Differenz der Scherfestigkeit zwischen den autoklavierten und gammasterilisierten Pins nahm im weiteren Verlauf nach drei Tagen Implantationszeit auf 17,9% ab. Zum Zeitpunkt von einer Woche stieg die Differenz der Scherfestigkeit der autoklavierten gegenüber den gammasterilisierten Pins auf 59,6% an. Nach zwei Wochen fiel diese Differenz der Scherfestigkeit zwischen den beiden Implantaten. Die Scherfestigkeit der autoklavierten Pins lag 41,4% über der Scherfestigkeit der gammasterilisierten Pins. Nach vier Wochen Implantationsdauer wiesen die autoklavierten Pins eine um 49,1% höhere Scherfestigkeit als die gammasterilisierten Pins auf. Nach acht Wochen lag die Scherfestigkeit der autoklavierten Pins 45,4% über der Scherfestigkeit

der gammasterilisierten. Nach 16 Wochen nahm die Differenz um 3,2% ab und lag bei den autoklavierten Pins 42,2% über der Scherfestigkeit der gammasterilisierten Pins. Nach einer Implantationsdauer von 32 Wochen stieg die Differenz zwischen den beiden Implantatarten auf 97,8% an. Zum Ende des Versuchszeitraumes, nach 52 Wochen Implantationsdauer, fiel die Scherfestigkeit der autoklavierten Pins erstmals unter die Scherfestigkeit der gammasterilisierten Pins. Die Scherfestigkeit der gammasterilisierten Pins lag 2,8% über der Scherfestigkeit der autoklavierten Pins. Insgesamt wurden 236 Fälle bewertet, wobei in 84,7% (n=200) der Fälle die Scherfestigkeit der autoklavierten Pins statistisch signifikant ($p < 0,001$ (Wilcoxon-Vorzeichen-Test)) höher war, als die der gammasterilisierten Pins. In 0,4% waren die Implantate gleichwertig (n=1). Über den gesamten Versuchszeitraum von 52 Wochen hinweg lag die Scherfestigkeit bei den gammasterilisierten Pins (Mittelwert $53,7 \text{ N/mm}^2 \pm 21,5 \text{ N/mm}^2$; n=236) um 73,3% niedriger als die Scherfestigkeit der autoklavierten Pins (Mittelwert $73,2 \text{ N/mm}^2 \pm 20,5 \text{ N/mm}^2$; n=240).

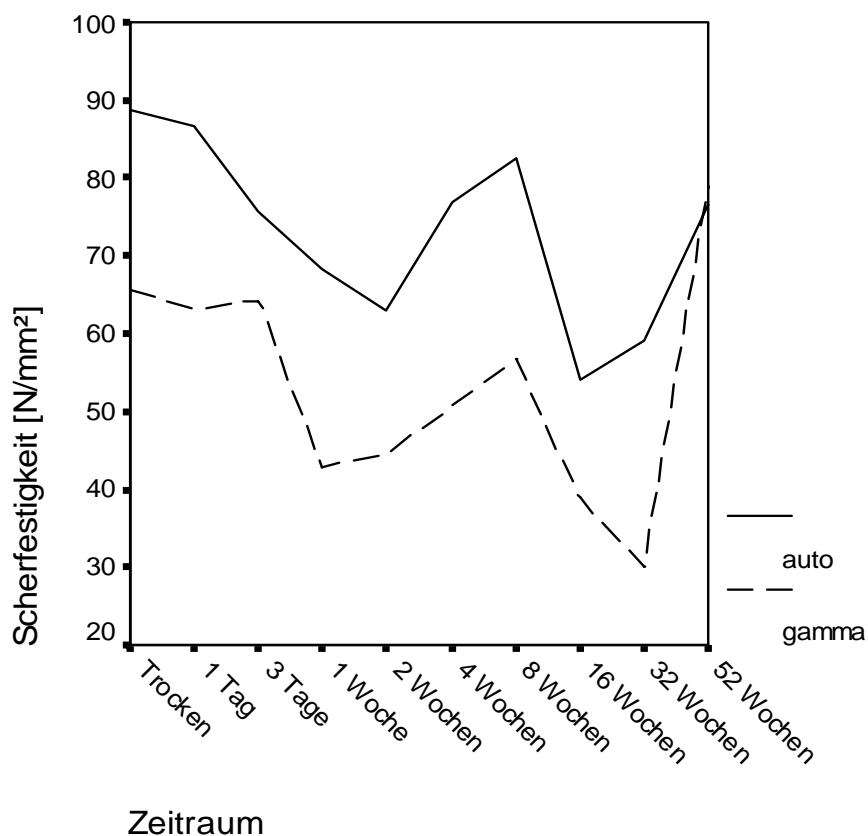


Abbildung 4.54: Linien-Diagramm: Vergleich der Scherfestigkeit aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins

4.7.3 Vergleich der zwei Implantatarten hinsichtlich ihres Elastizitätsmoduls (Abb. 4.55, Tab. 8.3)

Der E-Modul der gammasterilisierten CB 2,0-Pins lag im Trockenzustand um 13,8% höher als der E-Modul der autoklavierten CB 2,0-Pins. Nach 24 Stunden Implantationsdauer hatte sich diese Differenz auf 30,5% vergrößert. Nach einer Implantationsdauer von drei Tagen lag der E-Modul der gammasterilisierten Pins um 46,5% höher als der E-Modul der autoklavierten Pins. Nach einer Woche betrug diese Differenz jedoch nur noch 27,0%. Nach zwei Wochen lag der E-Modul der gammasterilisierten Pins 29,4% über dem der autoklavierten. Nach acht Wochen lag der E-Modul der gammasterilisierten Pins 16,1% über dem der autoklavierten Pins. Nach acht Wochen Implantationsdauer der Pins nahm die Differenz zwischen den beiden Implantatarten um 3,2% auf 12,9% ab. Nach 16 Wochen Implantationsdauer ließ sich ein um 35,8% höherer E-Modul der gammasterilisierten Pins nachweisen. Nach 32 Wochen Implantationsdauer fiel der E-Modul der gammasterilisierten Pins einmalig unter den der autoklavierten Pins und betrug 82,6% des E-Moduls der

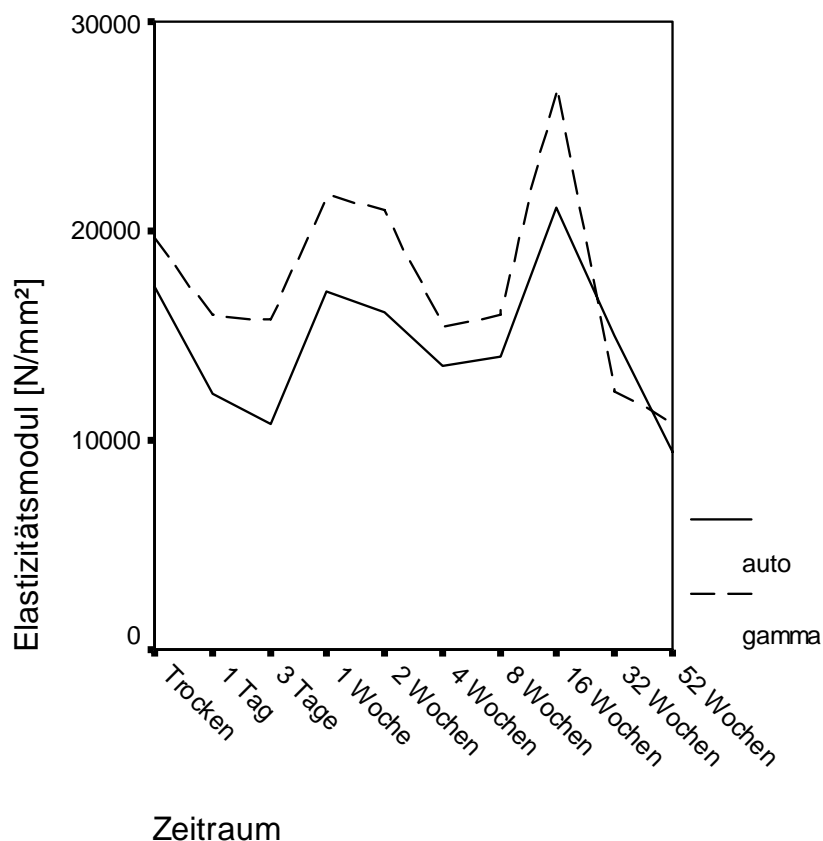


Abbildung 4.55: Linien-Diagramm: Vergleich des E-Moduls aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins

autoklavierten Pins. Zum Ende des Versuchszeitraumes hin überstieg der E-Modul der gammasterilisierten Pins um 14,6% den E-Modul der autoklavierten Pins. Über den gesamten Zeitraum hin war der E-Modul der gammasterilisierten Pins (Mittelwert 17384,6 N/mm², \pm 6103,8 N/mm²; n=112) um 19,4% höher als der E-Modul der autoklavierten Pins (Mittelwert 14563,9 N/mm² \pm 5450,1 N/mm²; n=119). Von den 112 untersuchten Fällen war bei 73,2% (n=82 Fälle) der Fälle ein höherer Elastizitätsmodul der gammasterilisierten Pins nachweisbar. Dieser Unterschied war statistisch signifikant ($p < 0,001$ (*Wilcoxon-Vorzeichen-Test*)).

4.7.4 Vergleich der zwei Implantatarten hinsichtlich ihrer Durchbiegung beim Bruch (Abb. 4.56, Tab. 8.3)

Zum Trockenzeitpunkt lag die Durchbiegung der autoklavierten Pins 53,8% über der Durchbiegung der gammasterilisierten Pins. Nach einem Tag Implantationsdauer lag die Durchbiegung der autoklavierten Pins um 463,3% über der Durchbiegung der gammasterilisierten Pins. Nach drei Tagen fiel die Differenz auf 413,8%. Nach einer Woche lag die Differenz der Durchbiegung bei den autoklavierten Pins um 419,8% über der Durchbiegung der gammasterilisierten Pins. Nach einer Implantationsdauer von zwei Wochen lag die Durchbiegung der autoklavierten Pins um 265,2% über der der gammasterilisierten Pins. Nach vier Wochen fiel diese Differenz um 1,5% auf 263,7%. Nach einer Implantationsdauer von acht Wochen fiel die Differenz zwischen der Durchbiegung der autoklavierten Pins auf 218,2% der Durchbiegung der gammasterilisierten Pins. Nach 16 Wochen lag die Durchbiegung beim Bruch der autoklavierten Pins 228,1% über der Durchbiegung der gammasterilisierten Pins. Nach einer Implantationsdauer von 32 Wochen lag die Durchbiegung beim Bruch bei den autoklavierten Pins um 172,1% höher als die Durchbiegung der gammasterilisierten Pins. Nach 52 Wochen lag die Durchbiegung der autoklavierten Pins 20,2% über der der gammasterilisierten Pins. Über den gesamten Zeitraum hin war die Durchbiegung beim Bruch bei den autoklavierten Pins (Mittelwert 1,36 mm \pm 0,61mm; n=119) um 223,5% höher als die der gammasterilisierten Pins (Mittelwert 0,42 mm \pm 0,14 mm; n=112). Von den 112 untersuchten Fällen war bei 97,3% (n=109 Fälle) eine höhere Durchbiegung der autoklavierten Pins nachweisbar. Dieser Unterschied war statistisch signifikant ($p < 0,001$ (*Wilcoxon-Vorzeichen-Test*)).

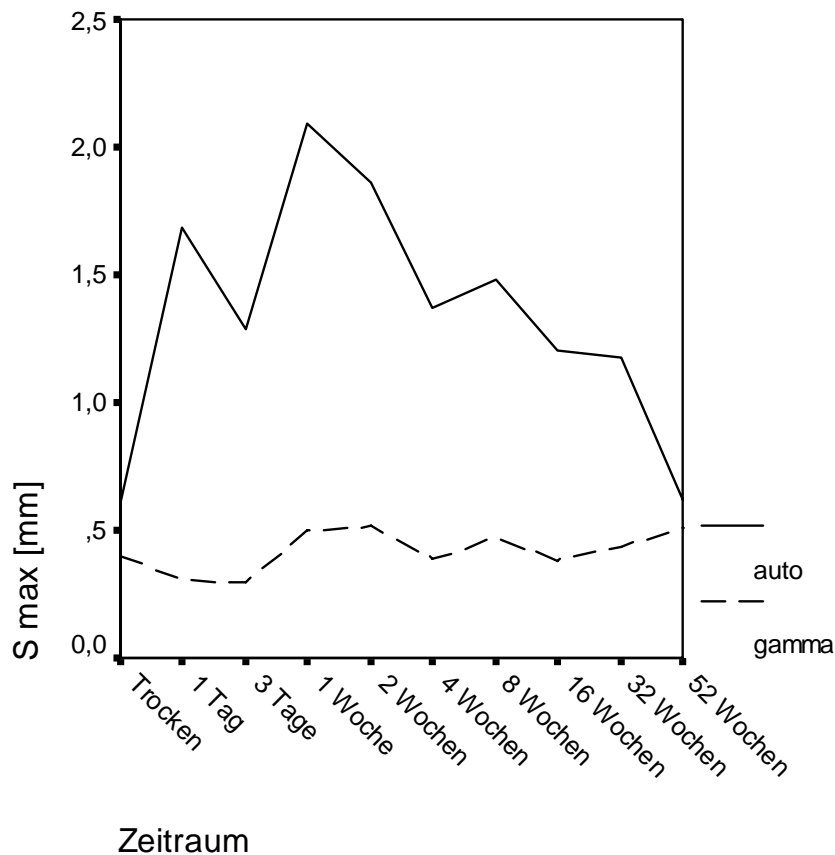


Abbildung 4.56: Linien-Diagramm: Vergleich der Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruches aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins

4.8 Ergebnisvergleich in Relation zum Implantationsort

In dieser Arbeit wurde ein Vergleich der Implantate nach dem Implantatlager vorgenommen. Im Verlauf der Studie zeigte sich, dass das Implantatlager keinen Einfluss auf das Abbauverhalten der CB 2,0-Pins zu haben scheint (s. Kapitel 4.10).

Daher wird auf eine detaillierte Auswertung getrennt nach dem Implantatlager an dieser Stelle verzichtet. Die Messwerte können den Tabellen 8.4 und 8.5 und für die Unterscheidung nach klinisch relevanten Zeiträumen den Tabellen 8.13.1 und 8.13.2 im Anhang entnommen werden.

4.9 Ergebnisvergleich der Ergebniszusammenfassung zwischen allen untersuchten autoklavierten und gammasterilisierten Pins

Alle morphometrischen Daten sind im Anhang in tabellarischer Form verglichen. Die einzelnen Zeiträume werden nicht nach statistisch signifikanter Unterscheidung untersucht, da die entsprechenden p-Werte in der Tabelle 8.11 im Anhang aufgelistet sind.

4.9.1 Vergleich der Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit (Abb. 4.57, Tab. 8.12)

Im Trockenzustand lag die Biegefestigkeit der autoklavierten 2,0 mm CB-Pins um 30,7% höher als die der gammasterilisierten CB 2,0-Pins. Im Zeitraum von einem Tag bis zu vier Wochen stieg diese Differenz auf 41,7%. Zum nachfolgenden Zeitraum von acht bis 52 Wochen stieg diese Differenz auf 66,8%. Über den gesamten Zeitraum hin gesehen lag die Biegefestigkeit der gammasterilisierten Pins (Mittelwert $144,0 \text{ N/mm}^2 \pm 57,3 \text{ N/mm}^2$; $n=112$) um 31,8% niedriger als die der autoklavierten Pins (Mittelwert $211,1 \text{ N/mm}^2 \pm 68,3 \text{ N/mm}^2$; $n=119$). Insgesamt wurden 112 Fälle bewertet, wobei in 92,0% ($n=103$) der Fälle die Biegefestigkeit der autoklavierten Pins statistisch signifikant ($p<0,001$ (Wilcoxon-Vorzeichen-Test)) über der Biegefestigkeit der gammasterilisierten Pins lag.

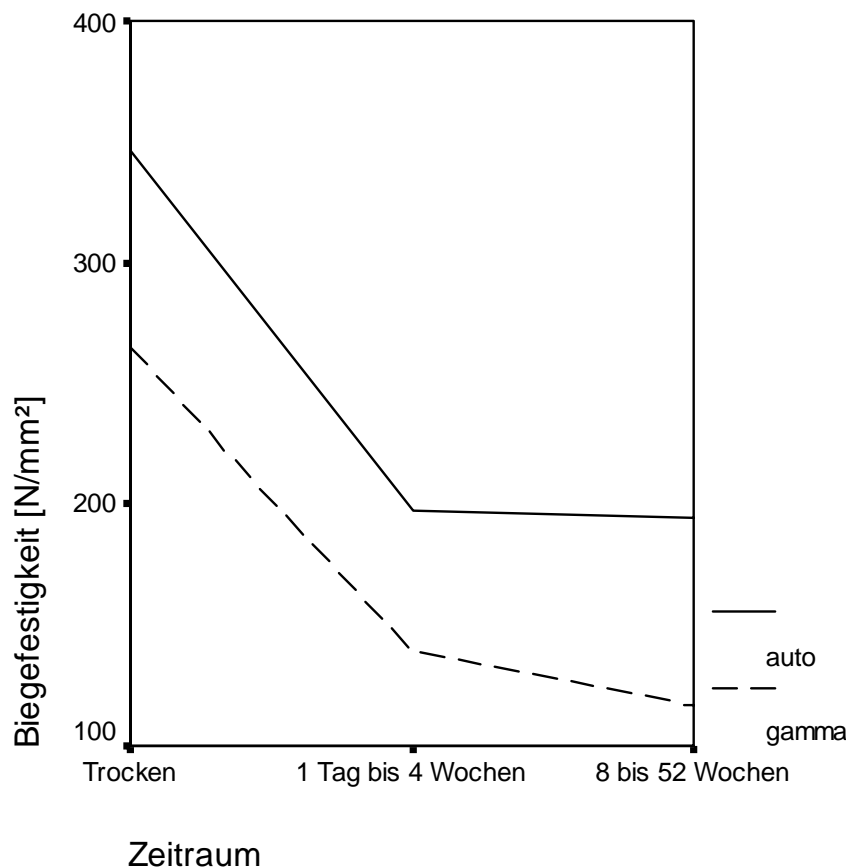


Abbildung 4.57: Linien-Diagramm: Vergleich der Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit

4.9.2 Vergleich der Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit (Abb. 4.58, Tab. 8.12)

Die Scherfestigkeit der autoklavierten Pins lag zum Trockenzeitpunkt um 35,2% höher als die für die gammasterilisierten Pins gemessene Scherfestigkeit. Im Zeitraum von einem Tag bis zu vier Wochen lag die Scherfestigkeit der autoklavierten Pins 139,0% höher als die Scherfestigkeit der gammasterilisierten Pins. Im letzten Versuchszeitraum von acht bis 52 Wochen lag die Scherfestigkeit der autoklavierten Pins 33,2% über der Scherfestigkeit der gammasterilisierten Pins. Insgesamt wurden 236 Fälle bewertet, wobei in 84,7% (n=200) der Fälle die Scherfestigkeit der autoklavierten Pins statistisch signifikant ($p < 0,001$ (Wilcoxon-Vorzeichen-Test)) höher war, als die der gammasterilisierten Pins. In 0,4% waren die Implantate gleichwertig (n=1). Über den gesamten Zeitraum hin gesehen lag die Scherfestigkeit der gammasterilisierten Pins (Mittelwert $53,7 \text{ N/mm}^2 \pm 21,5 \text{ N/mm}^2$; n=236) um 73,3% niedriger als die Scherfestigkeit der autoklavierten Pins (Mittelwert $73,2 \text{ N/mm}^2 \pm 20,5 \text{ N/mm}^2$; n=240).

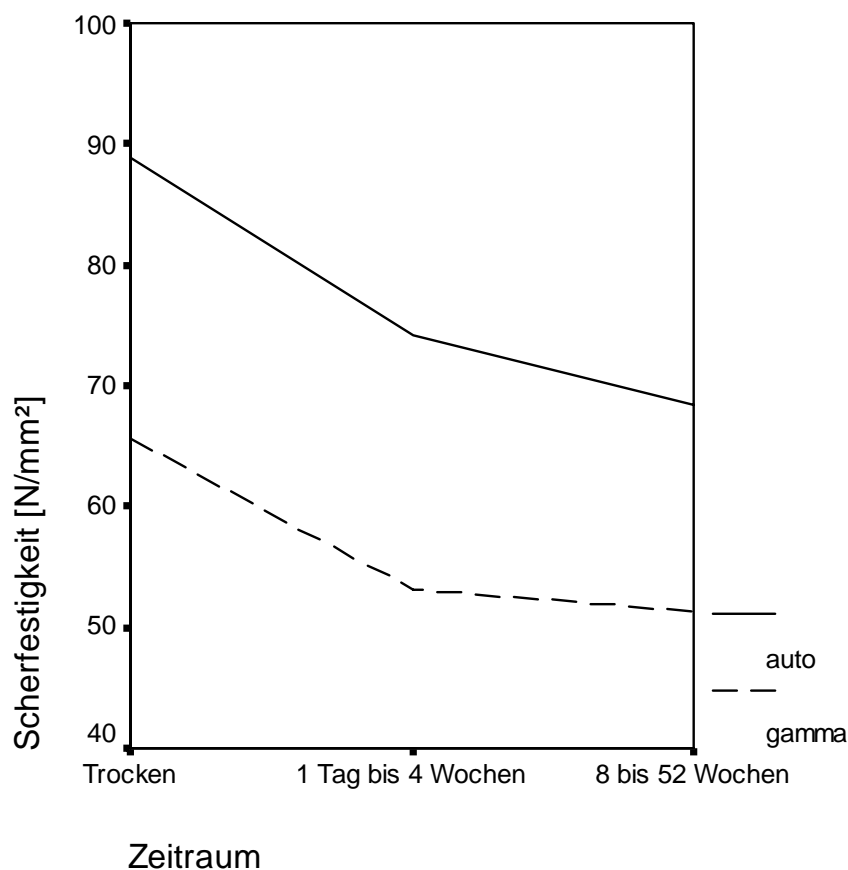


Abbildung 4.58: Linien-Diagramm: Vergleich der Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit

4.9.3 Vergleich der Ergebniszusammenfassung des Elastizitätsmoduls (Abb. 4.59, Tab 8.12)

Der E-Modul der gammasterilisierten Pins lag im Trockenzustand um 13,8% höher als der E-Modul der autoklavierten Pins. Im Zeitraum von einem Tag bis zu vier Wochen lag der E-Modul der gammasterilisierten Pins um 29,4% über dem der autoklavierten Pins. Im darauf folgenden Zeitraum von acht bis 52 Wochen lag der E-Modul der gammasterilisierten Pins 8,4% über dem E-Modul der autoklavierten Pins. Über den gesamten Zeitraum hin war der E-Modul der gammasterilisierten Pins (Mittelwert 17384,6 N/mm², \pm 6103,8 N/mm²; n=112) um 19,4% höher als der der autoklavierten Pins (Mittelwert 14563,9 N/mm² \pm 5450,1 N/mm²; n=119). Von den 112 untersuchten Fällen war bei 73,2% (n=82 Fälle) der Fälle ein höherer Elastizitätsmodul der gammasterilisierten Pins nachweisbar. Dieser Unterschied war statistisch signifikant ($p < 0,001$ (Wilcoxon-Vorzeichen-Test)).

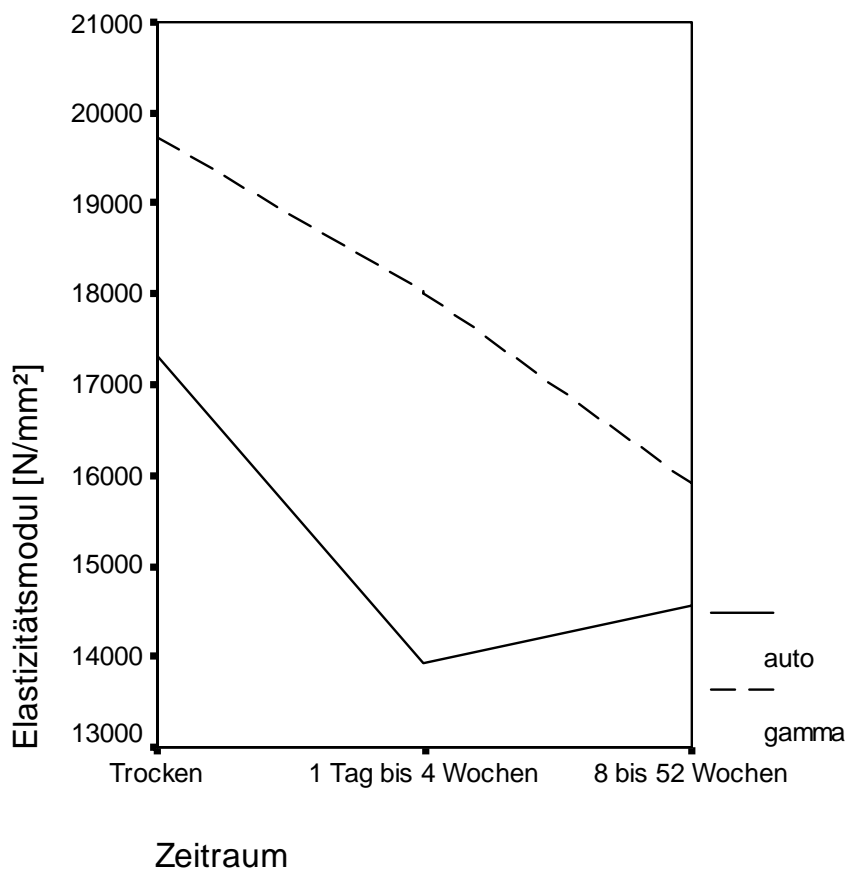


Abbildung 4.59: Linien-Diagramm: Vergleich der Ergebniszusammenfassung des E-Moduls

4.9.4 Vergleich der Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruches (Abb. 4.60, Tab. 8.12)

Zum Trockenzeitpunkt lag die Durchbiegung der autoklavierten Pins um 53,8% höher als die der gammasterilisierten Pins. Im Zeitraum von einem Tag bis zu vier Wochen lag die Durchbiegung beim Bruch bei den autoklavierten Pins um 319,2% über der Durchbiegung der gammasterilisierten Pins. Im Zeitraum von acht bis 52 Wochen lag die Durchbiegung bei den autoklavierten Pins bei 202,3% der Durchbiegung der gammasterilisierten Pins. Über den gesamten Zeitraum hin war die Durchbiegung beim Bruch bei den autoklavierten Pins (Mittelwert 1,36 mm \pm 0,61mm; n=119) um 223,5% höher als die der gammasterilisierten Pins (Mittelwert 0,42 mm \pm 0,14 mm; n=112). Von den 112 untersuchten Fällen war bei 97,3% (n=109 Fälle) eine höhere Durchbiegung der autoklavierten Pins nachweisbar. Dieser Unterschied war statistisch signifikant ($p < 0,001$ (Wilcoxon-Vorzeichen-Test)).

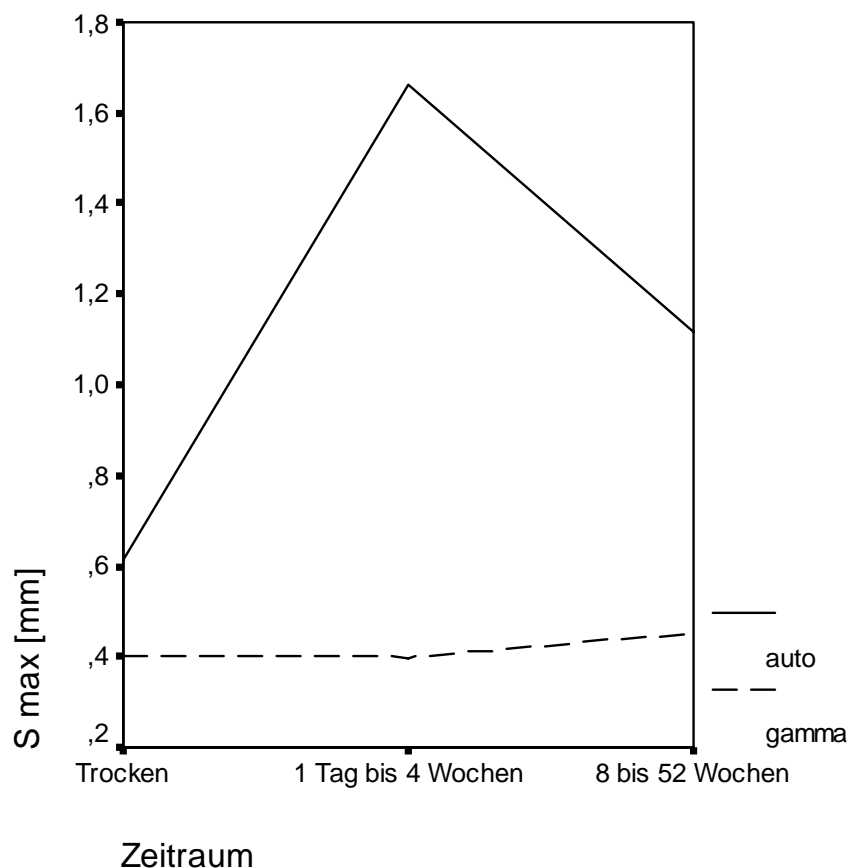


Abbildung 4.60: Linien-Diagramm: Vergleich der Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruches

4.10 Vergleich der Festigkeitswerte zwischen den Implantatlagern

4.10.1 Autoklavierte Pins (Tab. 8.14.1)

Im Vergleich der in den Femurmarkraum implantierten Pins mit denen in die autochthone Rückenmuskulatur implantierten Pins zeigte sich das Gewicht bei den autoklavierten Pins nach 16 und 52 Wochen statistisch signifikant zwischen den Implantatlagern verändert. Das Gewicht lag bei den in den Femurmarkraum implantierten Pins (Median 0,2088 g, Range 0,0168 g) nach 16 Wochen Implantationsdauer statistisch signifikant ($p=0,015$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) 11,3% unter dem Gewicht der in die autochthone Rückenmuskulatur implantierten Pins (Median 0,2354 g, Range 0,0149 g). Nach 52 Wochen Implantationsdauer lag das Gewicht der in den Femurmarkraum implantierten Pins (Median 0,1939 g, Range 0,0994 g) statistisch signifikant ($p=0,006$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) 16,6% unter dem Gewicht der in die autochthone Rückenmuskulatur implantierten Pins (Median 0,2324 g, Range 0,0297 g). Alle anderen untersuchten Parameter wiesen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Implantatlagern auf.

4.10.2 Gammasterilisierte Pins (Tab. 8.14.2)

Die Scherfestigkeit zeigte sich bei den gammasterilisierten Pins nach 32 Wochen Implantationsdauer statistisch signifikant zwischen den Implantatlagern im Femurmarkraum und Rücken verändert. Die Scherfestigkeit bei den in den Femurmarkraum implantierten Pins (Median 16,9 N/mm², Range 36,1 N/mm²) lag statistisch signifikant ($p=0,046$ (*Mann-Whitney-U-Test*)) 36,5% unter der Scherfestigkeit der in den Rücken implantierten Pins (Median 26,6 N/mm², Range 47,8 N/mm²). Alle anderen untersuchten Parameter wiesen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Implantatlagern auf.

4.11 Darstellung der postmortalen Röntgenuntersuchungen

Insgesamt wurden zehn Tiere aus neun verschiedenen Zeiträumen von einem Tag Implantationsdauer bis hin zu 52 Wochen Implantationsdauer postmortal im a.p.- Strahlengang geröntgt. In allen zehn Röntgenaufnahmen war bei beiden verwendeten Implantatarten der in den Femurmarkraum implantierte Pin gut sichtbar. Dabei zeigten sich über die verschiedenen Zeiträume keine sichtbaren Veränderungen der Pins. Sie konnten auch zum Zeitpunkt von 52 Wochen sicher lokalisiert werden und schienen radiologisch unverändert.



Abbildung 4.61: Sichtbarkeit der Pins im Röntgen (postmortal): Implantationsdauer: links ein Tag, rechts acht Wochen



Abbildung 4.62: Sichtbarkeit der Pins im Röntgen (postmortal): Implantationsdauer: links 32 Wochen, rechts 52 Wochen

5 Diskussion

5.1 Zielstellung

Ziel dieser Studie war ein biomechanischer Vergleich zweier unterschiedlich sterilisierter Implantate aus boviner Knochenkompakta nach unterschiedlich langen Implantationszeiten im Tierversuchsmodell. Die verwendeten Pins wurden nach dem Tutoplast[®]-Verfahren der Fa. Tutogen[®] prozessiert und anschließend entweder durch Autoklavierung oder Gammabestrahlung sterilisiert. Aufgrund der ermittelten Ergebnisse sollten Schlussfolgerungen für die Eignung derartiger Implantate bei der Versorgung wenig belasteter Frakturen abgeleitet werden.

5.2 Eignung von kompaktem Knochen als Osteosynthesematerial

Bereits seit den 50er Jahren des 20. Jahrhunderts findet Knochen als Osteosynthesematerial Verwendung. Prinzipiell kann dafür autogene, allogene und xenogene Kompakta eingesetzt werden. Knochen ist, im Gegensatz zu Metallen und den biodegradierbaren Polymeren, ein sehr heterotrophes Gewebe. Im lebenden Organismus findet ein ständiger Auf- und Abbau der Knochensubstanz statt. Dadurch kann sich der Knochen den auf ihn einwirkenden Kräften über längere Zeit hin anpassen. Der individuelle Aufbau des Knochens entsteht durch die Ausrichtung der knöchernen Lamellen an den auf den jeweiligen Knochenabschnitt wirkenden Zug- und Dehnungskräften [84, 99]. Dabei handelt es sich bei kortikalem Knochengewebe um ein vom biomechanischen Verhalten her viscoelastisches Material, das anisotrop erscheint. Das heißt also, dass durch den Knochen keine einheitliche Kraftlinie verläuft, sondern jede Stelle des Knochens einen unterschiedlichen Verlauf der Kraftlinien aufweist. Im Verlauf des Lebens verändert sich die Zusammensetzung des Knochens [34, 58, 90]. Der Wasser- und Mineralsalzgehalt nimmt mit zunehmendem Alter ab und es kommt zu vermehrter Depolymerisation der kollagenen Fibrillen. Häufig kann der Körper das Gleichgewicht zwischen An- und Abbau knöchernen Gewebes nicht mehr aufrechterhalten und es kommt zu einem Überwiegen osteoklastischer Abbauvorgänge. Der Knochen wird osteoporotisch. *Carter und Spengler* beschrieben 1978, dass es im Laufe des Alterungsprozesses zu einer Verlagerung der Bereiche mit der größten Festigkeit von zentralen zu den periostalen Kompaktaanteilen kommt. Die größte Festigkeit war im Alter von 20 bis 39 Jahren nachzuweisen [22]. Mit zunehmendem Alter wäre nun eine Stabilitätseinbuße des Knochens zu vermuten. Dabei konnte jedoch *Evans* bereits 1951 nachweisen, dass zwischen den Knochen alter und junger Menschen kein Unterschied in Bezug auf ihre Festigkeit bestand [34]. Auch

der Einfluss des Geschlechtes auf die biophysischen Eigenschaften von Knochen ist umstritten [21, 88].

Nach *Reilly et al.* haben die Knochen jeder Spezies charakteristische biophysische und somit auch biomechanische Eigenschaften [99]. Dabei zeigten sich sogar intraindividuell starke Variationen, wie die Ergebnisse von Festigkeitsuntersuchungen mehrerer Autoren belegen [34, 58, 99, 125]. Die Meinung, dass zwischen verschiedenen Knochen eines Körpers unterschiedliche biomechanische Festigkeiten bestehen, wird einheitlich vertreten. Beim Vergleich verschiedener Segmente eines Knochens existiert jedoch bezüglich der Festigkeitsunterschiede keine einheitliche Meinung. Nach *Evans et al.* haben in einem Knochensegment der laterale und der mediale Quadrant die höchste Festigkeit [34].

Sedlin und *Komender et al.* konnten keine Festigkeitsunterschiede innerhalb eines Segmentes nachweisen [66, 112]. *Jerosch et al.* hingegen wiesen eine starke Variation der Biegefestigkeit frischer humaner Femurkompakta an 200 Knochenproben in Längsrichtung nach. Sie ermittelten eine Biegefestigkeit zwischen 100 und 220 N/mm² [58].

Damit kommt der Auswahl des geeigneten knöchernen Materials zur Herstellung von Fixationselementen eine entscheidende Bedeutung zu. Inzwischen beschäftigen sich einige Studien damit, die biomechanischen Eigenschaften des zu implantierenden Knochens durch den Einsatz von Ultraschall festzustellen [43, 75, 76, 120]. Ebenso gäbe es die Möglichkeit, durch präoperative Testungen des Ausgangsmaterials herauszufinden, ob es biomechanischen Mindestanforderungen genügt.

Bei der autogenen Implantation, also der Implantation von Knochenmaterial aus dem eigenen Körper, besteht der Vorteil darin, dass mit der Implantation nicht die Gefahr von Infektionen durch HIV, Hepatitis oder slow-virus-infections besteht. Zusätzlich handelt es sich um das Material mit der höchsten Wertigkeit [110]. Die Verwendung der autologen Implantation ist weitreichend untersucht und findet heute bei vielen Indikationen Anwendung. So ist ihr erfolgreicher Einsatz bei großen ossären Defekten nach einem Trauma, bei der Tumorresektion, Pseudarthrosen, Arthrodesen, Fusionen von Wirbelkörpern und Knochendefekten in der Hüftchirurgie nachgewiesen [70, 71, 84, 90, 92, 110, 124]. Bei der Verwendung autologer Implantate ist ein entscheidender Vorteil, dass vitale Zellen transplantiert werden. So kommt es laut *Kübler* zu einer schnelleren Heilung durch Osteogenese, Osteokonduktion und Osteoinduktion. Der Prozess der Osteogenese entsteht durch die Transplantation vitaler osteoblastischer Zellen. Weitere auftretende Mechanismen sind noch die Osteokonduktion durch schleichende Durchsetzung des Implantates und die Osteoinduktion, die nach der Implantation pluripotenter mesenchymaler Stammzellen über „bone morphogenetic prote-

ins (BMPs)“ gesteuert wird [70]. Auch *Voggenreiter* konnte ein besseres Einwachsverhalten autologer Knochentransplantate nachweisen. Bereits drei Wochen nach der Implantation bestrahlter autogener Kompakta wies er beim Einsatz in der Tumorchirurgie eine Kallusformation an der proximalen Osteotomiestelle nach [124]. Die Nachteile von autogenem Knochen sind die geringe Verfügbarkeit und die Notwendigkeit einer Entnahmeoperation mit der zusätzlichen Gefahr lokaler Komplikationen an der Entnahmestelle. Auch eignen sich nicht alle Knochen des Körpers für die Fixation bei Frakturen, geeignet sind nur Knochen mit einem hohen Kompakta-Anteil.

Die Verwendung von allogenen Knochen wird durch Organspenden ermöglicht [1, 2, 4, 8, 18, 71, 72]. Der Knochen wird in Knochenbanken gelagert und mit Screening-Untersuchungen überwacht. Vorteil ist hierbei die relativ gute Verfügbarkeit. Auch besitzt allogener Knochen, sofern der Spender nicht an einer Osteoporose oder einer Erkrankung des Knochens, die mit einer erhöhten Brüchigkeit des Knochens einhergeht, litt, eine hohe biologische Wertigkeit. Der allogene Knochen ist intraoperativ gut zu bearbeiten. Als nachteilig ist die Infektionsgefahr durch den allogenen Knochen anzusehen [1, 4, 53, 106, 125]. Ebenso scheint ein nicht unerhebliches Problem in der Übertragung von antigen wirkenden Spenderzellen zu sein, die im Empfänger eine „Graft versus Host“-Reaktion hervorrufen können [115].

Diese o. g. Probleme lassen die Herstellung von autogenen und allogenen Knochen-Implantaten für die Frakturbehandlung bei zunehmendem Kostendruck im Gesundheitswesen als eher unattraktive Möglichkeiten erscheinen.

Als weitere Option steht die Herstellung von xenogenen, also artfremd gewonnenen, Implantaten zur Verfügung. Dabei ist der xenogene Knochen in großem Maße verfügbar. Die biomechanischen Eigenschaften des Materials spielen hier eine entscheidende Rolle. Besonders eignet sich die bovine Tibiakompakta, da sie laut *Reily et al.*, *Ibuki* und *Currey* sogar höhere Festigkeitswerte als die humane Tibiakompakta aufweist [22, 28, 99].

5.3 Diskussion der Sterilisationsverfahren

Die Notwendigkeit der Sterilisation von allogenen, sowie xenogenen Knochenimplantaten aus kompaktem Knochen ergibt sich aus der Gefahr der Keimübertragung durch das Implantat. Durch die Sterilisation und die hierzu verwendeten Verfahren soll die Antigenität des Implantates gesenkt werden, um einer Immunreaktion des Körpers gegen das Implantat vorzubeugen. Zur Sterilisation finden diverse Verfahren Anwendung. Problematisch ist, dass alle Verfahren der Sterilisation die biomechanischen Eigenschaften beeinflussen. Diese las-

sen sich in physikalische und chemische Sterilisationsverfahren unterteilen. Die physikalischen Verfahren beinhalten die Autoklavierung, die Dampfsterilisation und die Anwendung von radioaktiver Strahlung. Die Behandlung mit Ethanol, Formaldehyd, Glutaraldehyd, Quecksilber- und Silberverbindungen, Methiolat oder Ethylenoxid, ebenso wie die Plasmasterilisation zählt zu den chemischen Sterilisationsmethoden [83, 110]. Auf deren Diskussion wird im Rahmen dieser Arbeit verzichtet, da ausschließlich autoklavierte und gamma-sterilisierte Pins Anwendung fanden.

Die Autoklavierung ist eine in der Handhabung sehr einfache Sterilisationsmethode. Durch Variation der Temperatur und der Dauer des Autoklavierungsvorganges kann der Sterilisationsprozess unterschiedlich beeinflusst werden [2, 64]. Das Autoklavieren von kompaktem Knochen führt zu sicherer Keimfreiheit [2]. Jedoch ist mehrfach beschrieben, dass es durch Hitzebehandlung zu einer Minderung der Wertigkeit des Knochens kommt [7, 44, 64, 84, 125]. Die Denaturierung von Proteinen und Kollagen führt zu einer Abnahme der immunologischen Abwehrreaktion [45, 84, 107, 110]. Ebenso kommt es zu einem mehr oder minder großen Verlust der Stabilität des knöchernen Materials [2, 7, 64, 107, 110, 125], der auch auf die Degradation des Kollagens zurückzuführen ist [58, 69]. Darüber hinaus werden die osteoinduktiven Eigenschaften des knöchernen Gewebes zerstört [44, 69], was allerdings vornehmlich im Rahmen von Knochenimplantationen von Bedeutung ist. Das Implantat wird nicht in den Knochen eingebaut, sondern lediglich von einer Kallusformation umschlossen. Dabei erscheint es jedoch möglich, dass zumindest ein geringer Anteil an Antigenität für das Einwachsen des Implantates notwendig ist [115]. Die Antigenität bewirkt die Induktion eines zellulären Mechanismus, der zu einem besseren Einwachsverhalten durch Osteoinduktion führt [107].

Die Gammasterilisation wirkt letal auf Zellen und Bakterien durch direkte Kollision von Partikeln mit molekularen Proteinen [83]. Dabei entstehen immer freie Radikale. Aus der Gewebszerstörung folgt eine Depolymerisation des Kollagens. Dieser Prozess ist vergleichbar mit einer künstlich induzierten Alterung des Knochens [4, 58, 110, 124]. Ebenso ist die Bildung von freien Radikalen als möglicher mutagener Faktor zu berücksichtigen [110]. Die Wirkung der Bestrahlung zu Sterilisationszwecken ist von der applizierten Dosierung abhängig. Unterschiedliche Untersuchungen mit Dosen zwischen 5 und 50 kGy haben zu dem Ergebnis geführt, dass mit zunehmender Dosierung zwar eher eine Keimfreiheit gegeben ist, jedoch werden die biomechanischen Eigenschaften des Materials herabgesetzt [4, 27, 52, 58, 66, 90, 91, 110, 124, 125]. Auch ist zu erwähnen, dass in der Literatur eine Minstdosis von 20 kGy angegeben wird, um Bakterien sicher zu eliminieren. Zur Elimination von Sporen

und Viren ist eine Dosis von 25-40 kGy notwendig [110]. Dabei war die Reduktion der biomechanischen Festigkeiten im Vergleich bei den gammasterilisierten Pins stärker ausgeprägt, als bei den autoklavierten Pins [52]. Die Gammasterilisation lässt die Antigenität des Implantates nicht vollständig verschwinden. Eine deutliche Immunreaktion bei der Verwendung von Kompakta-Pins, die mit einer Dosis von 25 kGy bestrahlt worden waren, konnte nachgewiesen werden [107]. Ebenso zeigten gammasterilisierte Implantate eine osteoinduktive Wirkung [45, 83]. Diese Osteoinduktion nimmt jedoch ab einer Bestrahlungsdosis von 10 KGy ab [110]. Die Osteoinduktion ist primär für die Transplantation im Rahmen von großen Knochendefekten von Bedeutung, dagegen nicht für die Herstellung von Implantaten zu Osteosyntheszwecken.

5.4 Diskussion der Versuchsdurchführung und der Komplikationen

Bei der von uns durchgeführten Studie handelt es sich um eine tierexperimentelle Studie. Das Abbauverhalten in Bezug auf die biomechanischen Eigenschaften der verwendeten Implantate sollte anhand der Implantation von Pins aus boviner Knochenkompakta in den Femurmarkraum und die autochthone Rückenmuskulatur untersucht werden. Dabei wurden die Pins nach dem Tutoplast®-Verfahren prozessiert und anschließend entweder autoklaviert oder gammasterilisiert.

Für den Tierversuch wurden von uns Kaninchen der Gattung Chinchilla Bastard verwendet, da der distale Anteil des Kaninchenfemurs eine gute Exponierbarkeit aufweist und über eine für die Implantation der Pins ausreichende Größe verfügt. Auch sind diese Tiere sehr anspruchslos, äußerst robust und in der Handhabung und Züchtung einfach. In der Vergangenheit sind Untersuchungen zum Einwuchs- und Abbauverhalten häufig an Kaninchen [5, 61, 62, 67, 68, 73, 79, 81, 87, 100, 101, 102, 103, 116, 123] durchgeführt worden. Einschränkend muss jedoch gesagt werden, dass sich der Kaninchenknochen vom humanen Knochen durch eine extrem hohe Härte und Sprödigkeit unterscheidet. Auch laufen die Abbau- und Reparaturprozesse im Kaninchenknochen unterschiedlich zu denen im menschlichen Körper ab. Somit sind die von uns dargestellten Ergebnisse nur bedingt auf den Einsatz der Implantate als Fixationselemente bei stressarmen Frakturen am humanen Knochen abzuleiten. Hier sind weitere Untersuchungen notwendig. Um die Implantatzahl und damit die statistische Aussagefähigkeit zu erhöhen, wurde jeweils ein Pin in den Femurmarkraum und zwei Pins in die autochthone Rückenmuskulatur implantiert. Vor dem Hintergrund der Abbauvorgänge im medullären Lager ist der Einsatz im Weichteillager natürlich nicht aussagekräftig. Die biomechanischen Ergebnisse konnten allerdings gut zum Vergleich mit den intramedullären

Abbauvorgängen herangezogen werden. Die biomechanischen Ergebnisse der Pins aus beiden Implantatlager unterschieden sich für maximal zwei Zeiträume über die gesamte Versuchsdauer signifikant. Das Versuchskonzept verzichtete auf eine Osteosynthese und setzte somit die Pins nur den intramedullären und intramuskulären Abbauvorgängen aus. Eine Osteosynthese, wie in vielen Fällen durchgeführt, setzt den Pin zusätzlich zu den Abbauvorgängen noch biomechanischen Belastungen aus. Somit sind unsere Ergebnisse rein auf die intramedullären Abbauvorgänge zu beziehen. Die Implantation in den Femurmarkraum wurde gewählt, da das intramedulläre Milieu am ehesten dem des Knochens entspricht, auch wenn der Femurmarkraum durch das Endost vom Knochen getrennt ist. Somit konnten die implantierten Pins auch nach einer längeren Implantationsdauer explantiert werden. Bei der intraossären Implantation werden die Pins laut Herstellerangaben in den Knochen integriert. Analog hierzu ist das Verhalten bei autologen und allogenen Transplantaten in der Literatur beschrieben [19]. Hätte man die Pins also intraossär eingebracht, wären die Pins in den Knochen integriert worden und eine Explantation der Pins aus ihrem Implantatlager wäre nicht ohne weiteres möglich gewesen. Um genaue Aussagen über das genaue Verhalten der Pins im knöchernen Milieu zu erhalten, sind somit weitere Untersuchungen notwendig. Die Testung der Pins erfolgte nach Explantation in vitro.

Wie im Ergebnisteil der Arbeit beschrieben wurde, starb ein Tier aufgrund einer relativen Überdosierung von Narkotika bei einem reduzierten Allgemeinzustand im Rahmen einer Revisionsoperation bei Infektion des Femurs. Die beschriebenen Serome und Infektionen ließen sich keiner Implantatart vermehrt zuweisen. Die serösen Ergüsse der Kniegelenke sind dabei als direkte Folge der Operation zu werten. Die eitrigen Infekte könnten auf mangelnde Sterilität bei der Implantation zurückzuführen sein, da nach intraoperativer Gabe des Antibiotikums Cefuroxim keine weiteren Fälle von postoperativer Wundinfektion auftraten. Als geeignetes Antibiotikum wurde nachträglich Cefuroxim gewählt, da bei einer einmaligen Gabe in therapeutischer Dosis als postoperative Single-Shot-Therapie kein negativer dauerhafter Einfluss auf den Knochenstoffwechsel zu erwarten ist. Einschränkend ist jedoch hier zu sagen, dass die Versuche zur akuten und chronischen Toxizität von Cefuroxim an Ratten, Hunden und Affen durchgeführt wurden [35]. Somit kann eine Beeinflussung des Knochenstoffwechsels bei Kaninchen nicht vollends ausgeschlossen werden, scheint jedoch bei lediglich einmaliger Applikation in der gewählten Dosis als sehr unwahrscheinlich.

Mit zunehmender Implantationszeit ließen sich die gammasterilisierten Implantate immer schwerer aus dem Femurmarkraum lösen. Ebenso waren die Pins, vor allem die gammasterilisierten, nach langen Implantationszeiten sehr instabil, so dass es beim Durchbrechen der

Femurkompakta im Rahmen der Explantation häufiger zur Fragmentierung von Pins im intramedullären Implantatlager kam. In der autochthonen Rückenmuskulatur kam es nicht zum Zerbrechen von Pins.

Insgesamt befanden sich vier (2,8%) der in die autochthone Rückenmuskulatur implantierten Pins bei der Explantation in einer bindegewebigen Umscheidung. Diese Pins wiesen makroskopisch keine Abbauvorgänge auf. Eine bindegewebige Umscheidung ist auch bei der Verwendung von metallischen Implantaten bekannt [109, 126]. In unserem Versuch war keine Häufung dieser Umscheidung in Abhängigkeit von der Sterilisationsart nachzuweisen, allerdings traten die Umscheidung erst nach einer langen Implantationsdauer (mindestens 32 Wochen) und insgesamt sehr vereinzelt auf. Da von uns keine histologischen Untersuchungen der Umscheidungen durchgeführt wurden, sind hier weitere Untersuchungen notwendig, um zu klären, ob es sich um Fremdkörperreaktionen, ähnlich den bereits bei der Verwendung von metallischen Implantaten bekannten Fremdkörperreaktionen, handeln könnte.

Die von uns zur Implantation verwendeten CB 2,0 mm Pins waren aufgrund des Einsatzes am Kaninchen sehr klein und konnten deshalb nicht nach der DIN-Norm biomechanisch getestet werden. Anstatt des häufig gebrauchten Vier-Punkt-Biegeversuchs wurde von uns der Drei-Punkt-Biegeversuch für die Untersuchung der Probenkörper in Anlehnung an DIN 53457 verwendet. Somit ist die Aussagekraft der von uns ermittelten Ergebnisse in Bezug auf die Anwendbarkeit der Implantate als Fixationselemente bei stressarmen Frakturen eingeschränkt. Hier sind weitere Untersuchungen notwendig.

Bei der Durchführung der biomechanischen Testung traten zum Teil unvermeidbare Probleme auf. So konnten beim Wiegen der Pins keine exakten Werte ermittelt werden, da immer kleine Gewebereste am Pin verblieben. Der Pin wurde beim Scherversuch in das jeweils für ihn passende Loch des Prüfklotzes geschoben. Dabei wurde jedoch das Bohrloch nicht vollständig vom Pin ausgefüllt und es kam deshalb neben den zu testenden Scherkräften auch immer zu unerwünschten Biegekräften. Dies führte zu Mehrfachbrüchen, vor allem bei spröden Pins. Dadurch war es schwierig, den durch die Scherkraft verursachten Bruch herauszufinden.

5.5 Diskussion der Ergebnisse

5.5.1 Der autoklavierte CB 2,0-Pin

Der Durchmesser der autoklavierten Pins nahm um 0,1 Millimeter innerhalb eines Tages zu. Diese Zunahme könnte auf eine Rehydratation der Pins hinweisen. Die Pins quellen und dies könnte zu einem besseren Halt im Implantatlager führen. Eine Rehydratation dauert zwi-

schen 18 und 24 Stunden. Sie lässt sich anhand einer Zunahme des Gewichts und konsekutiv mit einer Abnahme der Dichte nachweisen [57]. Aus logistischen Gründen konnten die Pins bei der Implantation nicht gewogen werden. Es wurde davon ausgegangen, dass alle Pins ungefähr das gleiche Gewicht hatten. Jedoch muss damit offen bleiben, ob es zu einer realen Zunahme der oben genannten Parameter gekommen ist oder ob es sich um einen Zufallseffekt durch interindividuelle Unterschiede zwischen den Pins handelt. Somit konnte ein Rehydratationseffekt letztlich nicht überprüft werden. Trotzdem erscheint der Einfluss der Rehydratation als Auslöser für die Vergrößerung des Durchmessers als sehr wahrscheinlich. Insgesamt erscheint es fraglich, ob durch die Quellung bei einer Differenz von nur 0,1 Millimeter ein festerer Halt im Implantatlager gegeben ist. Anhand der Kraft-Dehnungs-Kurven, die sich aus dem Drei-Punkt-Biegeversuch ergaben, können nun Aussagen über die biomechanischen Eigenschaften des Materials getroffen werden. Im Trockenzustand zeigte sich ein linearer Anstieg der Kurve. Nach Erreichen der Maximalkraft fiel die Festigkeit sofort ab. Ab einer Implantationsdauer von 24 Stunden kam es erneut zu einem linearen Anstieg der Kurve, dann aber zu einer Abflachung und zum partiellen Zerbrechen des Pins. Es zeigte sich ein initialer Festigkeitsverlust, wobei aber die Kraft noch über einen längeren Zeitpunkt auf einem hohen Niveau erhalten blieb und erst im weiteren Verlauf abnahm, was für eine hohe Belastung auf der Biege- und Zugseite des Knochenpins sprach, die aber durch elastische Verformung auf der der Kraft abgewandten Seite zunächst kompensiert werden konnte. Dieser Kurvenverlauf stimmt mit dem der humanen Kortikalis überein [22, 99].

Der Kurvenverlauf im Trockenzustand ist bezeichnend für ein hartes Material, das sich vornehmlich elastisch verformt. Ab der zweiten Woche nach der Implantation ging das Ausmaß der plastischen Verformbarkeit zunehmend verloren, so dass es immer früher zum Materialversagen kam. Bis zum Beobachtungszeitpunkt von 32 Wochen verhielt sich das getestete Material zunehmend zäh, da die plastische Verformung zunahm. Nach 32 Wochen war die geringste Stabilität der Pins nachweisbar. Hier war auch erstmalig die Fragmentation eines Pins nachweisbar. Nach einer Implantationszeit von 52 Wochen waren die Pins in ihren Eigenschaften ähnlich dem Trockenzustand, zerbrachen aber bei geringerer Krafteinwirkung. Es handelt sich also bei den autoklavierten Pins um ein Material mit einem deutlichen Bereich plastischer Deformierung. Diese Materialeigenschaften stimmen mit den Angaben in der Literatur überein [22, 99, 125].

Die Autoklavierung der CB 2,0-Pins führte zu einer im trockenen Zustand sehr hohen Biegefestigkeit, die signifikant über der Biegefestigkeit der gammasterilisierten Pins lag. Die in dieser tierexperimentellen Studie ermittelte durchschnittliche Biegefestigkeit für autoklavier-

te CB 2,0-Pins betrug $319,4 \text{ N/mm}^2$. Sie lag damit deutlich über der maximalen Biegefestigkeit von 234 N/mm^2 , die für unbehandelte humane Kompakta von *Knese* ermittelt wurde [63]. *Sedlin* gab als durchschnittliche Biegefestigkeit 185 N/mm^2 an [112]. *Currey et al.* wiesen eine maximale Biegefestigkeit von $220,8 \text{ N/mm}^2$ bei der Kortikalis eines männlichen Individuums nach [22]. Nach einem Tag Implantationsdauer verloren die autoklavierten Pins jedoch 32,2% an Biegefestigkeit und lagen somit mit $216,7 \text{ N/mm}^2$ lediglich gering unter den von *Knese* ermittelten Werten, jedoch noch immer deutlich über den von *Jerosch* und von *Currey et al.* ermittelten Werten.

Innerhalb des gesamten Beobachtungszeitraumes von 52 Wochen kam es ausgehend vom Trockenzustand zu einer statistisch signifikanten Abnahme der Biegefestigkeit autoklavierter CB 2,0-Pins aus boviner Tibiakompakta. Der größte Anteil dieser Gesamtabnahme entfiel auf die ersten 24 Stunden nach der Implantation der Pins. Die starken Veränderungen innerhalb dieses Zeitraumes legen die Vermutung nahe, dass diese Veränderungen auf Effekte der Rehydratation zurückzuführen sind. Hier jedoch berichtet *Kommender* im Rahmen der Rehydratation lediglich über eine leichte Abnahme der Biegefestigkeit, während von anderen Autoren keine Abnahme der biomechanischen Eigenschaften durch Rehydratation nachgewiesen wurde [65]. Auch *Brunnberg* wies bei einer initiale Biegefestigkeit von 322 N/mm^2 eine Abnahme der Biegefestigkeit um 34% ethylenoxidbehandelter CB-Pins auf 200 N/mm^2 nach [19]. Auch hier wurde als Ursache eine Rehydratation vermutete, die jedoch auch hier nicht als alleinige Ursache gelten kann. So schloss auch *Brunnberg* auf komplexe in vivo ablaufende Vorgänge, die diesen Festigkeitsverlust erklären [19].

Im Trockenzustand betrug die Scherfestigkeit $89,4 \text{ N/mm}^2$. Die CB 2,0-Pins wiesen somit die gleiche biomechanische Festigkeit auf wie humane Kortikalis und lagen teilweise noch höher. So beschrieben *Reilly et al.* eine Scherfestigkeit von $43,1 \text{ N/mm}^2$ bis zu $82,4 \text{ N/mm}^2$ [22, 99]. *Ibuki* beschrieb in 1964 mit einer Scherfestigkeit von $89,2 \text{ N/mm}^2$ einen ähnlich hohen Wert für das menschliche Femur. Im Vergleich hierzu lag die Scherfestigkeit bei *Ibuki* bei der bovinen Femurkompakta bei $89,2 \text{ N/mm}^2$. *Reilly et al.* gaben eine Scherfestigkeit von $43,1 \text{ N/mm}^2$ bis zu $89,2 \text{ N/mm}^2$ an. *Brunnberg* ermittelte für ethylenoxidbehandelte CB-Pins eine Scherfestigkeit von $91,4 \text{ N/mm}^2$ [19]. Somit ist die Scherfestigkeit der von uns untersuchten Tibiakompakta mit den Werten in der Literatur vergleichbar [22, 99]. Bei der Scherfestigkeit ließ sich erst nach drei Tagen eine statistisch signifikante Abnahme um 22,8% nachweisen. Im Verlauf des Versuches nahm die Scherfestigkeit weiter ab, um nach 32 Wochen Implantationszeit mit noch 68,0% der im Trockenzustand gemessenen Scherfestigkeit das Minimum zu erreichen.

Die Veränderungen des Elastizitätsmoduls und der Durchbiegung beim Bruch bieten einen Hinweis für eine Rehydratation der Pins. In unserem Versuch betrug die Durchbiegung im Trockenzustand 0,62 mm. Innerhalb von 24 Stunden war eine Zunahme der Durchbiegung beim Bruch von 1,07 mm nachweisbar. Diese Zunahme zeigt die vermehrte Verformbarkeit der Pins, wie sie beispielsweise im Rahmen der Rehydratation auftritt. Die Kraft-Dehnungs-Kurven aus dem Tierversuch belegen die auch für den Rehydratationsprozess beschriebene Zunahme der plastischen Verformung. Diese Eigenschaften beschrieben 1974 schon *Reilly et al.* [99]. Der Elastizitätsmodul, welcher ein Maß für die Steifigkeit, also der Widerstandsfähigkeit gegenüber Verformung ist, betrug im Trockenzustand 17327 N/ mm². Dieser Wert ist mit den in der Literatur angegebenen Werten von *Currey et al.* von 15.400 N/ mm² für die humane Kompakta vergleichbar [22]. Ebenso liegen die von uns ermittelten Werte ähnlich hoch wie die von *Sedlin et al.* 1965 und 1966 ermittelten Werte. Diese lagen bei 15.800 N/ mm² und 15.500 N/ mm² [99]. *Brunnberg* ermittelte als Trockenwert für ethylenoxidbehandelte CB-Pins einen Elastizitätsmodul von 14057,7 N/ mm² [19]. Über den Verlauf der Zeit nahm der E-Modul ab, das spricht für eine gleichzeitige Zunahme der elastischen Verformbarkeit. Somit erscheint es wahrscheinlich, dass die Rehydratation innerhalb der ersten 24 Stunden wohl den stärksten Einfluss auf die Abnahme der Stabilität der Pins haben könnte. Da in Rahmen dieser Arbeit jedoch auf einen Rehydratationsversuch verzichtet wurde, sind hier weitere Untersuchungen notwendig, um diese Vermutung belegen zu können.

Eine weitere Erklärungsmöglichkeit für die Stabilitätseinbußen der Biegefestigkeit und des Elastizitätsmoduls innerhalb der ersten 24 Stunden nach der Implantation wären, neben den reinen Rehydratationseffekten, in vivo komplex ablaufende Vorgänge, die auch zu Stabilitätseinbußen der CB 2,0-Pins führen. Natürlich könnte dieser Festigkeitsverlust auch durch Messfehler vorgetäuscht worden sein.

Autoklavierte CB 2,0-Pins werden scheinbar sehr viel schlechter als gammasterilisierte Pins in den physiologischen Knochenstoffwechsel einbezogen. Die Werte für die Biegefestigkeit blieben nach der ersten Senkung der Biegefestigkeit nach 24 Stunden bis zum Zeitpunkt von 16 Wochen auf einem relativ konstanten Niveau. Durch die niedrigeren Werte im Vergleich zu Metallen könnte der von vielen Autoren beschriebenen Inaktivitätsatrophie des heilenden Knochens durch Reizentzug vorgebeugt werden [15, 20, 30, 55, 113, 114, 121], jedoch wäre dafür auch noch ein stärkerer Abbau des Pins innerhalb der ersten acht Wochen notwendig. Durch einen kontinuierlichen, langsamen Belastungstransfer, der auf den heilenden Knochenabschnitt wirkt, wäre dann sogar eine Verstärkung der Knochenneubildung mit entlang

der Kraftvektoren ausgerichteten Trajektorien im Sinne einer funktionellen Anpassung möglich [25, 122].

In der von uns durchgeführten Studie zeigte sich paradoxerweise ein Anstieg der Scherfestigkeit nach vier und acht Wochen. Nach 16 Wochen erreichte die Scherfestigkeit ihr Minimum. Zum Zeitpunkt von 52 Wochen war ein erneuter Anstieg zu verzeichnen. Der Elastizitätsmodul der Pins zeigte einen ähnlichen Verlauf. Hierbei könnte ein systematischer Fehler die Ursache sein. Dafür spricht, dass die Kurven von autoklavierten und gammasterilisierten Pins eine nahezu parallele Ausrichtung haben. Dagegen spricht allerdings, dass die Tiere eines Zeitraums nie zu den gleichen Zeitpunkten getestet wurden. Somit ist ein Fehler bei der Eichung der Testvorrichtung auszuschließen. Auch scheidet ein Übertragungsfehler der Werte aus. Sie wurden aufgrund des ungewöhnlichen Verlaufs über die Zeit wiederholt überprüft. Ebenso könnte dieser Verlauf auf eine zu geringe Fallzahl zurückzuführen sein. Dafür spräche, dass sich die Effekte der einzelnen Zeiträume bei der Einteilung nach klinisch relevanten Zeiträumen überwiegend aufhoben. Hierfür könnte auch das makroskopische Erscheinungsbild nach 52 Wochen sprechen. Hier zeigten die in das Femur implantierten Pins eine sehr hohe inter- und intraindividuelle Morphologie, teils waren Pins schon stark resorbiert, während andere Pins ähnlich dem Implantationszustand erschienen. Letztendlich kann die Ursache der ungewöhnlichen Kurvenverläufe nicht sicher ermittelt werden.

5.5.2 *Der gammasterilisierte CB 2,0-Pin*

Der Durchmesser der gammasterilisierten Pins nahm um 0,1 Millimeter innerhalb eines Tages zu. Diese Zunahme könnte auf eine Rehydratation der Pins hinweisen. Die Pins quellen und könnten somit zu einem besseren Halt im Implantatlager führen. Eine Rehydratation dauert zwischen 18 und 24 Stunden [57]. Sie lässt sich anhand einer Zunahme des Gewichts und konsekutiv mit einer Abnahme der Dichte nachweisen [57]. Auch wir konnten eine Abnahme der Dichte nachweisen. Diese war jedoch mit $0,05 \text{ g/cm}^3$ innerhalb eines Tages nur gering reduziert. Dabei ist jedoch zu bemerken, dass von uns nur das Gewicht aus logistischen Gründen nur nach der Explantation ermittelt werden konnte, so dass ein Rehydratationseffekt letztlich nicht überprüft werden kann. Insgesamt erscheint es fraglich, ob durch die Quellung bei einer Differenz von nur 0,1 Millimeter ein festerer Halt im Implantatlager gegeben ist.

Im Drei-Punkt-Biegeversuch lässt sich anhand der entstehenden Kurven des Weg-Kraft-Diagramms eine Aussage über die biomechanischen Eigenschaften des Materials machen. Im trockenen Zustand kam es zunächst zu einem steilen linearen Anstieg der Kurve, ehe

diese mit dem Bruch des getesteten gammasterilisierten CB 2,0-Pins steil abfiel. Schon nach einer Implantationszeit von einem Tag änderte sich das Aussehen der Kurve. Die Kurve erreichte weniger hohe Maxima. Die im trockenen Zustand erreichte Kraft wurde auch bei stärkerer Dehnung des Probenkörpers nicht erreicht. In ihrer Morphologie war die Kurve nicht verändert und über die Zeiträume relativ konstant. Dieser beschriebene Kurvenverlauf im Trockenzustand ist bezeichnend für ein hartes Material, das sich vornehmlich elastisch verformt, ohne in der Phase vor dem Bruch in eine Phase der plastischen Verformung überzugehen [21, 28, 125]. Der scharfe Abfall der Kurve, der über alle Zeiträume konstant gesehen werden konnte, entsprach somit dem Versagen des Knochens auf der Zugseite. Zu den späten Testzeitpunkten waren die Pins sehr spröde und zerbrachen schon bei geringer Krafteinwirkung. Das spiegelte sich in der maximal erreichten Kraft der Pins wieder, ansonsten war der Kurvenverlauf unverändert.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass es sich bei den gammasterilisierten Pins um ein sich elastisch verformendes Material ohne plastische Kapazität handelt. In Bezug auf die fehlenden plastischen Materialeigenschaften nach Gammasterilisation stimmen unsere Ergebnisse mit denen in der Literatur beschriebenen Eigenschaften überein [4, 19, 125].

Die Biegefestigkeit der von uns getesteten mit 17 bis maximal 20 kGy bestrahlten gammasterilisierten CB 2,0-Pins betrug im Trockenzustand $264,8 \text{ N/mm}^2$. Bereits innerhalb von 24 Stunden war eine Abnahme der Biegefestigkeit auf $155,3 \text{ N/mm}^2$ nachzuweisen. Die Abnahme entsprach einer Reduktion der Biegefestigkeit auf 58,6% der Festigkeit im Trockenzustand. Sie lag somit im Trockenzustand deutlich über der maximalen Biegefestigkeit von 234 N/mm^2 , die für unbehandelte humane Kompakta von *Knese* ermittelt wurde [63]. *Sedlin* gab als durchschnittliche Biegefestigkeit 185 N/mm^2 an [112]. *Currey et al.* wiesen eine maximale Biegefestigkeit von $220,8 \text{ N/mm}^2$ bei der Kortikalis eines männlichen Individuums nach [22]. Nach einem Tag Implantationsdauer lag die Biegefestigkeit der gammasterilisierten CB 2,0-Pins jedoch deutlich unter den von *Jerosch*, *Knese* und *Currey et al.* ermittelten Werten [22, 63, 112]. *Brunnberg* untersuchte in seiner Dissertation unter anderem gammasterilisierte, nach dem Tutoplast[®]-Verfahren prozessierte CB-Pins aus boviner Tibiakompakta. Er ermittelte im Trockenzustand eine Biegefestigkeit der Pins von $312,6 \text{ N/mm}^2$. Somit lagen die von ihm getesteten Pins über den von uns ermittelten Werten [19].

Über den gesamten Beobachtungszeitraum von 52 Wochen kam es ausgehend vom Trockenzustand zu einer statistisch signifikanten Abnahme der Biegefestigkeit gammasterilisierter CB 2,0-Pins aus boviner Tibiakompakta. Der größte Anteil dieser Gesamtabnahme entfiel auf die ersten 24 Stunden nach der Implantation der Pins. Eine ähnlich hohe Gesamtabnahme

konnte auch Brunnberg nachweisen [19]. Wie bei den autoklavierten Pins, erscheint es auch bei den gammasterilisierten Pins wahrscheinlich, dass die Rehydratation innerhalb der ersten 24 Stunden den stärksten Einfluss auf die Abnahme der Stabilität der Pins haben könnte. Da im Rahmen dieser Arbeit jedoch auf die Durchführung einer Rehydratation verzichtet wurde, sind hier weitere Untersuchungen notwendig, um diese Vermutung belegen zu können. *Kommender* berichtete hingegen im Rahmen der Rehydratation lediglich über eine leichte Abnahme der Biegefestigkeit, während sonst keine Abnahme der biomechanischen Eigenschaften durch Rehydratation nachzuweisen war [65].

Die mit 17 bis 20 kGy Gammabestrahlung sterilisierten Pins aus boviner Tibiakompakta unterschieden sich in Bezug auf die Biegefestigkeit bereits im Trockenzustand signifikant von den autoklavierten CB 2,0-Pins. Die autoklavierten Pins zeigten eine deutlich höhere Biegefestigkeit. Jedoch ist auch die hohe Biegefestigkeit bestrahlter CB 2,0-Pins nicht zu erwarten gewesen, da sich in einer Vielzahl von Studien gezeigt hat, dass man bei der Gammasterilisation mit Stabilitätseinbußen rechnen muss [27, 58, 90, 125].

Im Trockenzustand betrug die Scherfestigkeit der gammasterilisierten CB 2,0-Pins 65,7 N/mm². *Reilly et al.* beschrieben eine Scherfestigkeit von 43,1 N/mm² bis zu 89,2 N/mm² [22, 99]. *Ibuki* beschrieb in 1964 mit einer Scherfestigkeit von 82,4 N/mm² einen deutlich höheren Wert für das menschliche Femur. Im Vergleich hierzu lag die Scherfestigkeit bei ihm bei der bovinen Femurkompakta bei 89,2 N/mm². *Brunnberg* ermittelte im Trockenzustand eine Biegefestigkeit der CB-Pins aus boviner Tibiakompakta von 312,6 N/mm² und eine Scherfestigkeit von 78,4 N/mm². Somit lagen die Werte der von ihm getesteten Pins über den von uns ermittelten Werten [19].

Die bovinen CB 2,0-Pins wiesen eine schlechtere biomechanische Festigkeit auf, als die humane Kortikalis. Bei der Scherfestigkeit ließ sich erst nach einer Woche eine statistisch signifikante Abnahme um 37,5% nachweisen. Somit ist die Scherfestigkeit der von uns untersuchten Tibiakompakta geringer als die in der Literatur beschriebene [22, 99].

Die Veränderungen des Elastizitätsmoduls und der Durchbiegung beim Bruch bieten einen Hinweis für eine Rehydratation der Pins. Diese fällt jedoch bei bestrahlten Pins nicht sehr stark ins Gewicht. Es findet keine vollständige Wiedererlangung der vorherigen biomechanischen Eigenschaften statt [57]. In unserem Versuch betrug die Durchbiegung im Trockenzustand 0,4 mm. Nach einer Woche war eine Zunahme der Durchbiegung beim Bruch von 0,6 mm nachweisbar. Eine Sterilisation durch Bestrahlung führte bei *Akkus* zu einer Zunahme der Brüchigkeit. Die strukturellen Veränderungen, die eine Bestrahlung im Knochen auslöst, scheinen derart gravierend zu sein, dass in der Folge der Knochen durch eine Rehydratation

nicht seine „normalen“ Eigenschaften hinsichtlich des Dehnungs- und Verformungsverhaltens zurückgewinnen kann [4]. Normalerweise würde man erwarten, dass die Durchbiegung beim Bruch kontinuierlich abnehmen müsste, da das Material ja immer spröder wurde. Jedoch ließ sich nach 52 Wochen eine größere Durchbiegung als zu Versuchsbeginn nachweisen. Der Elastizitätsmodul, welcher ein Maß für die Steifigkeit, also der Widerstandsfähigkeit gegenüber Verformung ist, betrug im Trockenzustand $19716,6 \text{ N/mm}^2$. Nach einer Implantationsdauer von einem Tag betrug der Elastizitätsmodul $15967,6 \text{ N/mm}^2$. Diese Werte sind mit den in der Literatur angegebenen Werten von *Currey et al.* von 15.400 N/mm^2 für die humane Kompakta vergleichbar [22]. *Brunnberg* ermittelte für die gammasterilisierten CB-Pins im Trockenzustand ein Elastizitätsmodul von $14092,4 \text{ N/mm}^2$. Damit lagen die von ihm getesteten Pin unter den von uns ermittelten Werten [19]. Die von uns ermittelten Werte nach 24 Stunden liegen ähnlich hoch, wie die von *Sedlin et al.* 1965 und 1966 beschriebenen Werte. Diese lagen bei 15.800 N/mm^2 und 15.500 N/mm^2 [99]. *Brunnberg* verzeichnete nach 24 Stunden Implantationsdauer eine Abnahme des Elastizitätsmoduls um 16,5% [19]. Im zeitlichen Verlauf nahm der E-Modul ab. Das sprach für eine gleichzeitige Zunahme der elastischen Verformbarkeit.

Eine weitere Erklärungsmöglichkeit für die Stabilitätseinbußen der Biegefestigkeit und des Elastizitätsmoduls könnten, wie bereits bei den autoklavierten Pins beschrieben, neben den reinen Rehydratationseffekten in vivo zusätzlich ablaufende, komplexe Vorgänge sein. Natürlich könnten auch Messfehler diesen Festigkeitsverlust vorgetäuscht haben.

Auch bei den gammasterilisierten Pins zeigten die Scherfestigkeit und der Elastizitätsmodul einen letztendlich nicht erklärbaren Kurvenverlauf. Hierbei könnte ein systematischer Fehler vorliegen. Dafür spricht, dass die Kurven von autoklavierten und gammasterilisierten Pins eine nahezu parallele Ausrichtung haben. Dagegen spricht allerdings, dass die Tiere eines Zeitraumes nie zu den gleichen Zeitpunkten getestet wurden. Somit ist ein Fehler bei der Eichung der Testvorrichtung auszuschließen. Auch scheidet ein Übertragungsfehler der Werte aus. Diese wurden aufgrund des ungewöhnlichen Verlaufs über die Zeit des Öfteren überprüft. Ebenso könnte dieser Verlauf auf eine zu geringe Fallzahl zurückzuführen sein. Dafür spräche, dass sich die Effekte der einzelnen Zeiträume bei der Einteilung nach klinisch relevanten Zeiträumen überwiegend aufhoben. Hierfür könnte auch das makroskopische Erscheinungsbild nach 52 Wochen sprechen. Die in den Femurmarkraum implantierten Pins zeigten eine sehr hohe inter- und intraindividuelle Morphologie. Eine erste Fragmentation der Pins im Femurmarkraum ließ sich nach 32 Wochen Implantationsdauer nachweisen. Teils waren Pins schon in starker Resorption begriffen, während andere Pins ähnlich dem

Implantationszustand erschienen. Letztendlich kann somit die Ursache der ungewöhnlichen Kurvenverläufe nicht sicher geklärt werden.

5.6 Diskussion des Einflusses des Implantatlagers

Anhand der Ergebnisse dieser Studie kann festgehalten werden, dass die Wahl des Implantatlagers keinen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften der verwendeten Implantate hatte. Zwar zeigten sich bei beiden Implantatarten statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Implantatlägern im Femurmarkraum und in der autochthonen Rückenmuskulatur. Das nur zweimalige Auftreten eines signifikanten Unterschiedes im gesamten Versuchszeitraum legt allerdings die Vermutung nahe, dass es keine Unterschiede im Verhalten der Pins in Bezug auf das Implantatlager gibt. Klinisch ist vor dem Hintergrund der Stabilisierung von Frakturen ohnehin nur das knöcherne Lager von Bedeutung.

5.7 Diskussion der Sichtbarkeit der Pins im Röntgen

Über alle Zeiträume hin waren die CB 2,0 mm Pins beider Sterilisationsarten bei den stichprobenartig ausgewählten Tieren im Röntgenbild sichtbar. Damit liegt ein weiterer Vorteil der resorbierbaren Pins aus xenogenem Knochenmaterial gegenüber den implantierbaren Kunststoffen vor. *Rehm et al.* beschrieben 1997 und *van der Elst* in 2000 die Unsichtbarkeit von resorbierbaren Kunststoffen im Röntgen [98, 122]. Die implantierten Pins aus xenogener Tibiakompakta konnten im Verlauf bis zu 52 Wochen nach Implantation gut im Röntgen identifiziert werden. Im Falle des Implantatversagens wäre eine gute Beurteilbarkeit der autoklavierten und gammasterilisierten Pins aus xenogener Tibiakompakta im Röntgen möglich.

6 Schlussfolgerungen

Ziel dieser tierexperimentellen Studie war es, kommerziell erhältliche gammasterilisierte und autoklavierte CB 2,0 mm Pins der Firma Tutogen[®] aus boviner Tibia-Kompakta hinsichtlich ihres Abbaus und der Änderung der morphometrischen und biomechanischen Eigenschaften nach Implantation in den Femurmarkraum und die autochthone Rückenmuskulatur am Kaninchen zu untersuchen.

Die vorliegenden Ergebnisse sprechen dafür, dass die Autoklavierung das geeignetere Verfahren zur Prozessierung der kommerziell erhältlichen CB 2,0 mm Pins aus boviner Tibia-Kompakta ist. Die autoklavierten Pins verfügen über eine initial sehr hohe Festigkeit und könnten auf Grund ihrer Abbaudynamik in der Lage sein, ihre Festigkeit schrittweise auf den heilenden Knochenabschnitt zu übertragen. Einschränkend ist jedoch zu sagen, dass sich die Pins insgesamt sehr heterogen verhielten.

Die Bestrahlung von 2,0 mm CB-Pins wirkt sich auf die biomechanischen Eigenschaften der Implantate sehr nachteilig aus. Die gammasterilisierten Pins verhielten sich, ebenso wie die autoklavierten Pins sehr heterogen.

Einschränkend ist zu sagen, dass die Pins im gewählten Versuchsaufbau nur intramedullären und nicht intraossären Abbauvorgängen ausgesetzt wurden. Auch wurde auf ein Versuchsmodell mit einer Osteotomie, die die Pins zusätzlich zu den Abbauprozessen noch einer biomechanischen Belastung aussetzt, verzichtet. Somit beziehen sich die Ergebnisse dieser Arbeit rein auf die intramedullären Abbauvorgänge und lassen nur bedingt Aussagen über Eignung zur Implantation in den Knochen und somit zur Eignung als Fixationsmaterial bei stressarmen Frakturen zu. Auch wurden von uns nur sehr kleine Pins getestet. Auch die große Heterogenität der Pins ist problematisch, da sich hier keine genaue Abbaukinetik vorher-sagen lässt. Zusammenfassend sind somit Aussagen über die Eignung der Pins beim Einsatz am humanen Knochen als Fixationselemente bei stressarmen Frakturen nur äußerst eingeschränkt möglich. Hier sind weitere Untersuchungen notwendig.

7 Zusammenfassung

Einleitung

Ein großer Teil der unfallchirurgischen Tätigkeit befasst sich mit der Stabilisierung und Heilung von Frakturen. Bei der Versorgung von stressfreien Frakturen besteht zunehmend die Möglichkeit, biodegradierbare Materialien als Fixationselemente einzusetzen. Inzwischen sind die verwendbaren Materialien bezüglich ihrer biomechanischen Eigenschaften und ihres Abbauverhaltens gut untersucht. Dabei wurden in der Vergangenheit die Eigenschaften von verschiedenen Materialien durch diverse Prozessierungs- und Sterilisationsverfahren modifiziert. Weiterhin liegen inzwischen breite Studien in Bezug auf die Anwendungsgebiete von biodegradierbaren Materialien, sowohl aus Tierversuchen als auch aus der Anwendung beim Menschen, vor. Die vorliegende Studienarbeit sollte über Festigkeitsverluste durch intramedulläre und intramuskuläre Abbauvorgänge boviner CB 2,0 mm Pins der Fa. Tutogen[®] nach Implantation am Kaninchen Aufschluss geben. Diese Pins sollen im klinischen Alltag als Fixationselemente dienen. Nach unterschiedlichen Implantationszeiträumen sollten nach Explantation der Pins die morphometrischen und biomechanischen Parameter bestimmt werden und anhand der Ergebnisse auf eine eventuelle Eignung zum Einsatz als Fixationsmaterial im Rahmen stressarmer Frakturen geschlossen werden.

Material und Methoden

Es wurden autoklavierte und gammasterilisierte Pins aus boviner Tibiakompakta der Firma Tutogen[®] mit 2,0 mm Durchmesser in die den Femurmarkraum und die autochthone Rückenmuskulatur von 36 Chinchilla Bastard Kaninchen eingesetzt. Die Kaninchen wurden randomisiert und in 9 Gruppen à 4 Tiere eingeteilt. Nach einem Implantationszeitraum von einem Tag, drei Tagen, einer Woche, zwei, vier, acht, 16, 32 und 52 Wochen wurden die Tiere abgetötet und die Implantate explantiert. Die entnommenen Pins wurden morphometrisch vermessen und im Drei-Punkt-Biegeversuch und im Scherversuch getestet. Als Vergleichswert zu den implantierten Pins wurden je 12 autoklavierte und gammasterilisierte Pins morphometrisch vermessen und im Trockenzustand biomechanisch getestet. Anschließend erfolgte die statistische Auswertung der Ergebnisse im zeitlichen Verlauf für gammasterilisierte und autoklavierte Pins und der Vergleich der beiden Implantatarten. Zur Erhöhung der statistischen Aussagekraft wurden die Ergebnisse der Testung nochmals in drei Gruppen (Trockenzustand, ein Tag bis vier Wochen, acht Wochen bis 52 Wochen) zusammengefasst und anhand der morphometrischen Eigenschaften, des E-Moduls, der Biegefestigkeit, der Scherfestigkeit und der Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruches bewertet.

Ergebnisse

Die autoklavierten Pins zeigten im Trockenzustand eine statistisch signifikant höhere Biege- und Scherfestigkeit als die gammasterilisierten. Beide Implantatarten waren mit den biomechanischen Parametern der humanen Kompakta vergleichbar. Nach einem Tag Implantationsdauer ging bei beiden Implantatarten die Festigkeit am stärksten innerhalb des Versuchszeitraumes von 52 Wochen verloren. Hier könnte ein Rehydratationseffekt der entscheidende Einflussfaktor für die großen Stabilitätseinbußen innerhalb der ersten 24 Stunden nach Implantation sein. Dabei waren die biomechanischen Eigenschaften nach 24 Stunden Implantationsdauer bei den autoklavierten Pins noch immer mit denen der humanen Kompakta vergleichbar und gaben bis zum Ende des Versuchszeitraumes nach 52 Wochen ihre Festigkeit langsam ab. Die biomechanische Festigkeit der gammasterilisierten Pins fiel bereits nach 24 Stunden Implantationsdauer unter die biomechanische Festigkeit der humanen Kompakta.

Zusammenfassung:

Als Sterilisationsverfahren zur Prozessierung von Pins aus boviner Kompakta ist unter biomechanischen Gesichtspunkten die Autoklavierung der Gammasterilisation vorzuziehen. Die autoklavierten Pins wiesen über den gesamten Untersuchungszeitraum hin höhere Werte für Biege- und Scherfestigkeit und eine günstigere Degradationskinetik auf als die gammasterilisierten Pins. Einschränkend ist jedoch zu sagen, dass sich sowohl die gammasterilisierten als auch die autoklavierten CB 2,0 mm Pins sowohl intraindividuell als auch interindividuell sehr unterschiedlich verhielten. Auch waren die Pins in dieser Arbeit nur intramedullären und intramuskulären Abbauvorgängen ausgesetzt und auf ein zusätzliches Osteosynthesemodell wurde verzichtet. Somit sind die Ergebnisse rein auf den intramedullären Abbau zu beziehen. Auch waren die verwendeten Pins sehr klein. Somit ist eine Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die Eignung als Fixationselemente bei stressarmen Frakturen am humanen Knochen nur bedingt aussagekräftig. Hier sind weitere Untersuchungen notwendig.

8 Anhang

Im Anhang findet sich zur Ergänzung des Ergebnisteils dieser Arbeit eine tabellarische Übersicht aller erhobenen Daten der explorativen Datenanalyse. Sowohl die morphometrischen als auch die biomechanischen Ergebnisse werden tabellarisch anhand von Mittelwert (**MW**), Standardabweichung (**STAW**), Standardfehler (**STAF**), Median (**MED**), Range (**RAN**), Maximum (**MAX**) und Minimum (**MIN**) dargestellt. Ebenso finden sich hier Tabellen mit den ermittelten p-Werten und dem Vergleich der autoklavierten und gammasterilisierten Implantate. Statistische Signifikanzen sind hierbei zur besseren Übersicht fett gedruckt. Im Vergleich der Implantate lässt sich sehen, in wie viel Prozent der Fälle die Werte für die autoklavierten Pins (**a**) über denen für die gammasterilisierten (**g**) lagen (Beispiel: **(a>g=95%)**).

8 Anhang

8.1 Ergebnisse zu allen explantierten autoklavierten und gammasterilisierten Pins

8.1.1 Morphometrie aller autoklavierten Pins

		Durchschnitt des Durchmessers [mm]							Längendifferenz Vorher-Nachher [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	2	0	0	2	0	2	2	0	0	0	0	0	0	0
	1 Tag	2,1	0	0	2,1	0,2	2,2	2	0,02	0,54	0,16	0	2,2	0,9	-1,3
	3 Tage	2,1	0	0	2,1	0,2	2,2	2	-0,15	0,65	0,19	-0,1	2,7	0,8	-1,9
	1 Woche	2,1	0,1	0	2,2	0,2	2,2	2	0,41	1,05	0,3	0,05	3,9	2,9	-1
	2 Wochen	2,2	0	0	2,2	0,1	2,2	2,1	-0,01	0,63	0,18	0	2,1	0,9	-1,2
	4 Wochen	2,1	0,1	0	2,1	0,2	2,2	2,1	0,47	0,63	0,18	0,27	1,89	1,59	-0,3
	8 Wochen	2,1	0,1	0	2,1	0,2	2,2	2	0	0,7	0,2	0,05	2,8	0,9	-1,9
	16 Wochen	2,1	0,1	0	2,1	0,4	2,2	1,8	0,48	1,23	0,35	0,25	4,4	3,2	-1,2
	32 Wochen	2,1	0,1	0	2,1	0,3	2,2	1,9	-0,19	1,49	0,43	0,1	4,4	1,7	-2,7
	52 Wochen	2,1	0,1	0	2,1	0,4	2,2	1,8	0,38	3	0,87	-0,55	11	9,4	-1,6

		Gewicht [g]							Fläche [cm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	0,2181	0,009	0,0026	0,216	0,0266	0,2311	0,2045	3,16	0,03	0,01	3,14	0,05	3,19	3,14
	1 Tag	0,2218	0,0102	0,0029	0,2214	0,0331	0,2404	0,2073	3,46	0,15	0,04	3,46	0,55	3,69	3,14
	3 Tage	0,2264	0,0052	0,0015	0,2292	0,0132	0,2312	0,218	3,42	0,15	0,04	3,46	0,55	3,69	3,14
	1 Woche	0,2464	0,0276	0,008	0,2341	0,0926	0,3155	0,2229	3,56	0,25	0,07	3,63	0,66	3,8	3,14
	2 Wochen	0,2404	0,0159	0,0046	0,2461	0,0454	0,2561	0,2107	3,68	0,15	0,04	3,69	0,46	3,92	3,46
	4 Wochen	0,2247	0,0098	0,0028	0,2279	0,0305	0,2383	0,2078	3,48	0,17	0,05	3,4	0,5	3,8	3,3
	8 Wochen	0,2291	0,0102	0,0029	0,2304	0,0381	0,2419	0,2038	3,57	0,21	0,06	3,61	0,55	3,8	3,25
	16 Wochen	0,2257	0,0117	0,0034	0,2299	0,0277	0,2363	0,2086	3,5	0,33	0,1	3,57	1,16	3,8	2,64
	32 Wochen	0,2281	0,0202	0,0058	0,2341	0,0578	0,2514	0,1936	3,51	0,32	0,09	3,58	0,86	3,8	2,94
	52 Wochen	0,215	0,0403	0,0116	0,2253	0,1495	0,2536	0,1041	3,49	0,31	0,09	3,49	1,16	3,8	2,64

		Volumen [ml]							Dichte [g/cm³]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	0,13	0	0	0,13	0	0,13	0,13	1,72	0,08	0,02	1,71	0,22	1,84	1,62
	1 Tag	0,11	0,01	0	0,11	0,02	0,13	0,1	2,02	0,07	0,02	2,02	0,24	2,16	1,92
	3 Tage	0,11	0	0	0,11	0,02	0,12	0,1	2,07	0,13	0,04	2,04	0,38	2,31	1,93
	1 Woche	0,12	0,01	0	0,12	0,03	0,13	0,1	2,08	0,21	0,06	1,96	0,64	2,52	1,88
	2 Wochen	0,12	0	0	0,12	0,01	0,13	0,11	1,98	0,12	0,03	2	0,47	2,19	1,72
	4 Wochen	0,11	0,01	0	0,11	0,02	0,13	0,1	2	0,09	0,03	2,02	0,24	2,11	1,87
	8 Wochen	0,12	0,01	0	0,12	0,02	0,13	0,11	1,95	0,12	0,04	1,93	0,4	2,13	1,73
	16 Wochen	0,12	0,01	0	0,12	0,04	0,13	0,09	1,98	0,25	0,07	1,84	0,86	2,56	1,7
	32 Wochen	0,11	0,01	0	0,12	0,03	0,12	0,1	2	0,23	0,07	1,96	0,72	2,39	1,67
	52 Wochen	0,11	0,02	0,01	0,11	0,07	0,12	0,06	1,97	0,13	0,04	1,96	0,35	2,18	1,83

8.1.2 Biomechanische Testung aller autoklavierten Pins

		F max [N]							S max [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	55,24	9,1	2,63	53,91	27,49	72,27	44,78	0,62	0,14	0,04	0,59	0,38	0,8	0,42
	1 Tag	40,62	7,07	2,04	43,4	26,12	46,15	20,03	1,69	0,61	0,18	1,7	1,75	2,74	0,99
	3 Tage	37,31	8,86	2,56	40,85	24,35	46,74	22,39	1,29	0,23	0,07	1,32	0,74	1,59	0,85
	1 Woche	23,53	3,74	1,08	23,37	14,14	32,99	18,85	2,09	0,38	0,11	2,09	1,08	2,53	1,45
	2 Wochen	25,47	4,52	1,31	26,91	15,32	33,78	18,46	1,89	0,44	0,13	1,9	1,46	2,38	0,92
	4 Wochen	29,25	8,7	2,51	27	26,52	46,55	20,03	1,41	0,5	0,15	1,34	1,41	2,14	0,73
	8 Wochen	24,86	6	1,73	24,52	17,09	34,37	17,28	1,49	0,46	0,13	1,57	1,45	2,23	0,78
	16 Wochen	27,18	6,73	1,94	27,3	19,44	35,74	16,3	1,25	0,52	0,15	1,05	1,31	2,06	0,75
	32 Wochen	22,8	11,23	3,24	19,93	35,35	43,99	8,64	1,18	0,42	0,12	1,2	1,39	1,95	0,56
	52 Wochen	40,72	11,38	3,43	43,6	37,51	51,45	13,94	0,62	0,11	0,03	0,56	0,33	0,87	0,54

		Elastizitätsmodul [N/mm²]							Biegefestigkeit [N/mm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	17327,2	1250,9	361,1	17402,7	4692,7	19612,0	14919,3	346,2	66,8	19,3	319,4	212,8	464,1	251,3
	1 Tag	12236,4	2489,7	718,7	12186,0	8264,6	15294,6	7030,0	204,6	41,7	12	216,7	126,3	253,8	127,5
	3 Tage	10750,5	3600,2	1039,3	12173,8	13144,3	14172,8	1028,5	209	44,7	12,9	217,1	153,2	276,3	123,1
	1 Woche	17073,1	2162,3	624,2	16882,6	8418,4	22506,1	14087,7	188,4	34,4	9,9	179	110,5	250	139,5
	2 Wochen	16241,8	2363,0	682,1	16386,4	7395,8	19793,5	12397,7	197,5	34,6	10	203,3	102,3	239,4	137,1
	4 Wochen	13322,4	3422,3	987,9	12555,3	9631,1	18380,9	8749,8	186,6	32,2	9,3	188,1	120,8	243	122,2
	8 Wochen	14154,5	5634,6	1626,6	13451,7	18203,7	25427,3	7223,6	203,2	64,3	18,6	187,8	238,2	372,1	134
	16 Wochen	19728,0	10882,2	3141,4	15666,3	34205,5	40162,0	5956,5	211,2	62,1	17,9	204,3	208,2	340,7	132,5
	32 Wochen	14983,0	4325,9	1248,8	14786,6	14971,6	20434,0	5462,4	164,9	53,6	15,5	168	172,6	267	94,4
	52 Wochen	9391,4	3165,7	954,5	9680,2	8971,3	12688,5	3717,2	198,8	63,6	19,2	205,8	189,3	267,8	78,5

		Scherkraft [N]							Scherfestigkeit [N/mm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	279,6	57,8	11,8	278,0	205,2	369,0	163,8	88,8	18,1	3,7	89,4	65,4	117,5	52,1
	1 Tag	298,0	74,7	15,2	301,4	296,8	448,4	151,6	86,6	22,1	4,5	87,0	81,1	129,4	48,3
	3 Tage	259,0	57,1	11,6	238,7	181,9	369,0	187,2	75,8	17,1	3,5	69,0	62,0	116,0	54,0
	1 Woche	241,4	41,1	8,4	239,9	183,0	312,3	129,2	68,3	14,2	2,9	65,9	58,3	99,4	41,1
	2 Wochen	235,3	59,1	12,1	235,7	288,3	363,7	75,4	63,1	15,4	3,1	63,7	71,3	93,1	21,8
	4 Wochen	264,8	48,4	9,9	266,2	200,3	337,4	137,1	75,5	14,1	2,9	76,8	60,9	100,5	39,6
	8 Wochen	284,8	65,2	13,3	270,8	245,3	431,7	186,4	82,5	20,9	4,3	78,0	77,2	128,5	51,3
	16 Wochen	188,3	53,4	10,9	191,2	195,8	276,1	80,3	55,3	16,8	3,4	57,1	58,4	80,9	22,5
	32 Wochen	202,3	45,5	9,3	214,2	155,7	259,0	103,3	59,2	12,7	2,6	60,8	47,2	82,5	35,3
	52 Wochen	271,5	87,5	17,9	287,1	366,3	406,7	40,5	76,7	22,7	4,6	80,7	97,3	112,7	15,4

8.1.3 p-Werte aller autoklavierten Pins

	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
Kruskal-Wallis Test	p<0,001	p=0,439	p=0,002	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001

Mann-Whitney-U-Test											
Trocken	1 Tag	p<0,001	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal- Wallis-H- Test	p=0,602	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,592
	3 Tage	p=0,001		p=0,015	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,012
	1 Woche	p=0,001		p=0,001	p=0,005	p=0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,386	p<0,001
	2 Wochen	p<0,001		p=0,003	p=0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,204	p<0,001
	4 Wochen	p<0,001		p=0,133	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,013	p=0,009
	8 Wochen	p<0,001		p=0,037	p=0,034	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,043	p=0,201
	16 Wochen	p<0,001		p=0,082	p=0,005	p<0,001	p=0,002	p<0,001	p<0,001	p=0,6444	p<0,001
	32 Wochen	p=0,005		p=0,203	p<0,001	p=0,005	p=0,002	p<0,001	p<0,001	p=0,225	p<0,001
	52 Wochen	p<0,001		p=0,563	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,005	p=0,710	p<0,001	p=0,063
1 Tag	3 Tage	p=0,352		p=0,118	p=0,561	p=0,352	p=0,418	p=0,354	p=0,078	p=0,299	p=0,751
	1 Woche	p=0,200		p=0,014	p=0,022	p=0,200	p=0,728	p<0,001	p=0,064	p<0,001	p=0,273
	2 Wochen	p=0,004		p=0,013	p=0,001	p=0,004	p=0,324	p<0,001	p=0,247	p=0,001	p=0,488
	4 Wochen	p=0,769		p=0,225	p=0,258	p=0,769	p=0,750	p=0,004	p=0,298	p=0,644	p=0,166
	8 Wochen	p=0,177		p=0,028	p=0,020	p=0,177	p=0,093	p<0,001	p=0,355	p=0,564	p=0,564
	16 Wochen	p=0,462		p=0,451	p=0,077	p=0,462	p=0,355	p<0,001	p=0,064	p=0,050	p=0,817
	32 Wochen	p=0,335		p=0,326	p=0,319	p=0,335	p=0,551	p=0,004	p=0,049	p=0,065	p=0,043
	52 Wochen	p=0,514		p=0,563	p=0,622	p=0,514	p=0,223	p=0,0537	p<0,001	p=0,034	p=0,806
3 Tage	1 Woche	p=0,086		p=0,008	p=0,011	p=0,086	p=0,908	p=0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,165
	2 Wochen	p=0,001		p=0,037	p<0,001	p=0,001	p=0,105	p=0,003	p=0,001	p<0,001	p=0,356
	4 Wochen	p=0,883		p=0,247	p=0,602	p=0,883	p=0,224	p=0,028	p=0,602	p=0,184	p=0,119
	8 Wochen	p=0,087		p=0,298	p=0,042	p=0,087	p=0,056	p=0,006	p=0,132	p=0,248	p=0,419
	16 Wochen	p=0,260		p=0,562	p=0,048	p=0,260	p=0,202	p=0,006	p=0,272	p=0,028	p=0,773
	32 Wochen	p=0,180		p=0,644	p=0,222	p=0,180	p=0,297	p=0,011	p=0,325	p=0,011	p=0,043
	52 Wochen	p=0,219		p=0,563	p=0,400	p=0,219	p=0,082	p=0,217	p<0,001	p=0,176	p=0,951
											p=0,458

Fortsetzung 8.1.3 *p*-Werte aller autoklavierten Pins

		Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
1 Woche	2 Wochen	p=0,312	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal- Wallis-H- Test	p=0,488	p=0,323	p=0,312	p=0,193	p=0,203	p=0,326	p=0,507	p=0,525	p=0,312
	4 Wochen	p=0,256		p=0,018	p=0,078	p=0,256	p=0,203	p=0,202	p=0,003	p=0,017	p=0,954	p=0,049
	8 Wochen	p=0,953		p=0,056	p=0,839	p=0,953	p=0,037	p=0,643	p=0,006	p=0,083	p=0,773	p=0,014
	16 Wochen	p=0,744		p=0,049	p=0,468	p=0,744	p=0,037	p=0,132	p=0,002	p=0,729	p=0,453	p=0,015
	32 Wochen	p=0,813		p=0,118	p=0,353	p=0,813	p=0,354	p=0,354	p<0,001	p=0,248	p=0,299	p=0,027
	52 Wochen	p=0,579		p=0,056	p=0,072	p=0,579	p=0,056	p=0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,389	p=0,042
2 Wochen	4 Wochen	p=0,008		p=0,011	p=0,007	p=0,008	p=0,452	p=0,340	p=0,024	p=0,050	p=0,356	p=0,004
	8 Wochen	p=0,166		p=0,024	p=0,246	p=0,166	p=0,452	p=0,643	p=0,043	p=0,133	p=0,773	p=0,001
	16 Wochen	p=0,141		p=0,009	p=0,117	p=0,141	p=0,563	p=0,524	p=0,007	p=0,862	p=0,773	p=0,127
	32 Wochen	p=0,269		p=0,105	p=0,032	p=0,269	p=1,000	p=0,083	p=0,001	p=0,603	p=0,057	p=0,298
	52 Wochen	p=0,101		p=0,049	p=0,006	p=0,101	p=0,685	p=0,003	p<0,001	p<0,001	p=0,580	p=0,006
4 Wochen	8 Wochen	p=0,366		p=0,093	p=0,093	p=0,336	p=0,203	p=0,272	p=0,603	p=0,908	p=0,686	p=0,427
	16 Wochen	p=0,480		p=0,772	p=0,201	p=0,480	p=0,418	p=0,488	p=0,487	p=0,106	p=0,386	p<0,001
	32 Wochen	p=0,382		p=0,418	p=0,416	p=0,382	p=0,862	p=0,083	p=0,247	p=0,157	p=0,225	p<0,001
	52 Wochen	p=0,309		p=0,729	p=0,862	p=0,283	p=0,247	p=0,008	p<0,001	p=0,031	p=0,424	p=0,458
8 Wochen	16 Wochen	p=0,723		p=0,602	p=0,541	p=0,723	p=0,602	p=0,355	p=0,165	p=0,225	p=0,729	p<0,001
	32 Wochen	p=0,953		p=0,772	p=0,451	p=0,953	p=0,664	p=0,203	p=0,083	p=0,564	p=0,149	p<0,001
	52 Wochen	p=0,727		p=0,355	p=0,188	p=0,727	p=0,602	p=0,002	p<0,001	p=0,049	p=0,622	p=0,853
16 Wochen	32 Wochen	p=0,906		p=0,385	p=0,862	p=0,906	p=0,728	p=0,073	p=0,862	p=0,525	p=0,065	p=0,578
	52 Wochen	p=0,884		p=0,908	p=0,271	p=0,884	p=0,443	p=0,004	p<0,001	p=0,006	p=0,951	p<0,001
32 Wochen	52 Wochen	p=0,726		p=0,335	p=0,223	p=0,726	p=0,729	p=0,008	p<0,001	p=0,003	p=0,176	p=0,001

8.1.4 Morphometrie aller gammasterilisierten Pins

		Durchschnitt des Durchmessers [mm]							Längendifferenz Vorher-Nachher [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	1,9	0	0	1,9	0	1,9	1,9	-0,04	0,13	0,04	-0,05	0,45	0,2	-0,25
	1 Tag	2	0	0	2	0,1	2	1,9	-0,05	0,31	0,09	0	1,3	0,5	-0,8
	3 Tage	2	0	0	2	0	2	2	0,01	0,34	0,1	0,05	1,3	0,5	-0,8
	1 Woche	2	0	0	2	0,1	2,1	2	0,06	0,75	0,22	0,05	2,7	1,7	-1
	2 Wochen	2	0	0	2	0,2	2,1	2	-0,1	0,52	0,16	0,1	1,6	0,2	-1,4
	4 Wochen	2	0	0	2	0	2	2	-0,11	0,5	0,15	0	1,84	0,24	-1,6
	8 Wochen	2	0,1	0	2	0,2	2,2	2	-0,88	2,89	0,83	0,1	10,3	0,5	-9,8
	16 Wochen	2	0,1	0	2	0,2	2,1	1,9	-0,33	1,26	0,4	-0,6	3,9	2,3	-1,6
	32 Wochen	2	0,1	0	2	0,5	2,2	1,7	0,11	0,76	0,22	-0,1	2,9	2,4	-0,5
	52 Wochen	1,9	0,2	0,1	2	0,6	2,1	1,5	-1,33	4,32	1,25	-0,15	15,85	0,85	-15

		Gewicht [g]							Fläche [cm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	0,2416	0,009	0,0026	0,2434	0,0266	0,2541	0,2275	2,87	0,02	0,01	2,89	0,05	2,89	2,84
	1 Tag	0,2077	0,0086	0,0025	0,2079	0,0328	0,2212	0,1884	3,09	0,08	0,02	3,14	0,25	3,14	2,89
	3 Tage	0,2094	0,0062	0,0018	0,2092	0,0227	0,2188	0,1961	3,12	0,03	0,01	3,14	0,1	3,14	3,04
	1 Woche	0,2273	0,0151	0,0044	0,2204	0,0421	0,2544	0,2123	3,18	0,08	0,02	3,14	0,21	3,35	3,14
	2 Wochen	0,2219	0,019	0,0055	0,2164	0,0536	0,2561	0,2025	3,2	0,13	0,04	3,14	0,53	3,57	3,04
	4 Wochen	0,2016	0,0108	0,0033	0,2044	0,0368	0,2133	0,1765	3,16	0,03	0,01	3,14	0,08	3,22	3,14
	8 Wochen	0,2023	0,0195	0,0056	0,2069	0,0602	0,2247	0,1645	3,26	0,23	0,07	3,14	0,65	3,69	3,04
	16 Wochen	0,2188	0,0235	0,0074	0,2211	0,0697	0,2471	0,1774	3,22	0,22	0,07	3,14	0,52	3,46	2,94
	32 Wochen	0,1883	0,0264	0,0076	0,1951	0,0929	0,2217	0,1288	3,15	0,39	0,11	3,14	1,62	3,8	2,18
	52 Wochen	0,1767	0,0472	0,0136	0,19	0,15	0,22	0,07	2,96	0,59	0,17	3,19	1,72	3,41	1,69

		Volumen [ml]							Dichte [g/cm³]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	0,12	0	0	0,12	0	0,12	0,11	2,1	0,08	0,02	2,1	0,26	2,22	1,96
	1 Tag	0,1	0	0	0,1	0,01	0,11	0,09	2,07	0,08	0,02	2,05	0,31	2,25	1,94
	3 Tage	0,1	0	0	0,1	0	0,11	0,1	2,06	0,05	0,01	2,08	0,17	2,11	1,94
	1 Woche	0,11	0	0	0,11	0,01	0,11	0,1	2,13	0,16	0,05	2,08	0,52	2,46	1,94
	2 Wochen	0,11	0	0	0,1	0,01	0,12	0,1	2,12	0,16	0,05	2,1	0,52	2,46	1,94
	4 Wochen	0,1	0	0	0,1	0	0,11	0,1	1,97	0,1	0,03	1,99	0,33	2,09	1,76
	8 Wochen	0,11	0,01	0	0,1	0,06	0,13	0,07	1,94	0,22	0,06	1,98	0,74	2,31	1,57
	16 Wochen	0,11	0,01	0	0,11	0,02	0,12	0,09	2,09	0,27	0,08	2,06	0,86	2,64	1,78
	32 Wochen	0,1	0,01	0	0,1	0,05	0,12	0,07	1,84	0,18	0,05	1,89	0,68	2,08	1,4
	52 Wochen	0,09	0,02	0,01	0,1	0,08	0,11	0,03	2	0,1	0,03	2,04	0,32	2,14	1,82

8.1.5 Biomechanische Testung aller gammasterilisierten Pins

		F max [N]							S max [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	36,3	5,28	1,52	35,75	17,28	46,74	29,46	0,4	0,07	0,02	0,39	0,24	0,56	0,32
	1 Tag	23,75	3,93	1,13	22,39	11,59	31,23	19,64	0,3	0,07	0,02	0,3	0,24	0,46	0,22
	3 Tage	23,62	3,87	1,12	22,59	13,16	29,66	16,5	0,3	0,06	0,02	0,31	0,18	0,37	0,19
	1 Woche	13,26	1,76	0,51	13,06	5,7	15,91	10,21	0,5	0,11	0,03	0,46	0,38	0,8	0,42
	2 Wochen	13,8	3,29	0,99	13,75	10,21	18,66	8,45	0,52	0,14	0,04	0,48	0,41	0,76	0,35
	4 Wochen	16,61	6,64	2,1	15,22	16,1	24,35	8,25	0,39	0,09	0,03	0,36	0,27	0,53	0,26
	8 Wochen	13,73	4,01	1,21	13,75	14,73	17,87	3,14	0,47	0,19	0,06	0,54	0,55	0,69	0,14
	16 Wochen	13,44	3,24	1,08	12,37	9,43	18,66	9,23	0,38	0,13	0,04	0,32	0,32	0,56	0,24
	32 Wochen	9,15	6,45	1,86	7,37	20,42	22,78	2,36	0,43	0,15	0,04	0,42	0,52	0,76	0,24
	52 Wochen	23,19	6,31	1,9	22,19	20,63	31,82	11,19	0,51	0,17	0,05	0,45	0,52	0,86	0,34

		Elastizitätsmodul [N/mm ²]							Biegefestigkeit [N/mm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	19716,6	1956,1	564,7	19520,7	5229,6	22773,7	17544,1	264,8	37,9	10,9	258,6	125	338,1	213,1
	1 Tag	15967,6	2636,1	761,0	15053,1	6919,7	20258,3	13338,6	155,3	24,7	7,1	148,2	73,8	198,8	125
	3 Tage	15751,1	3795,7	1095,7	14625,6	14756,2	25010,1	10253,9	152,2	25,1	7,2	145,6	83,1	193,6	110,5
	1 Woche	21690,8	1594,4	460,3	22097,8	4655,4	24059,2	19403,8	128,9	18,5	5,3	127	56,2	157	100,8
	2 Wochen	21009,4	3051,4	920,0	20178,4	8178,6	25612,3	17433,7	133,5	33,6	10,1	127,9	104,8	184,1	79,3
	4 Wochen	15467,5	4012,3	1268,8	15447,1	10809,5	20956,9	10147,4	123,1	26,2	8,3	125	72,9	154,3	81,4
	8 Wochen	15978,6	6643,9	2003,2	16602,5	19840,4	27165,4	7325,0	115,8	42,2	12,7	116,3	152	176,4	24,4
	16 Wochen	26788,6	9867,3	3289,1	25774,6	25796,6	39845,2	14048,6	125,7	27,2	9,1	120,1	79,5	173,2	93,7
	32 Wochen	12376,1	3986,1	1150,7	12822,4	13613,2	18625,3	5012,1	73,1	32,4	9,4	63,5	108,6	145	36,4
	52 Wochen	10764,8	2673,4	806,1	10282,3	7535,8	14413,7	6877,9	157,2	43,1	13	150	141,9	246,9	105

		Scherkraft [N]							Scherfestigkeit [N/mm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	188,8	31,5	6,4	187,9	132,2	267,1	134,9	65,7	10,8	2,2	65,6	45,7	92,3	46,6
	1 Tag	194,5	30,4	6,2	199,7	95,6	234,3	138,7	63,2	10,8	2,2	63,6	36,8	80,9	44,1
	3 Tage	200,3	66,4	13,5	199	222,9	328,6	105,7	64,3	21	4,3	64,3	71	104,6	33,6
	1 Woche	135,9	22	4,5	129,2	83,9	176,2	92,3	42,8	7	1,4	41	26,7	56,1	29,4
	2 Wochen	142,1	57,8	11,8	123,1	277,9	370,6	92,7	44,6	18,6	3,8	38	88,8	118	29,2
	4 Wochen	160,4	37,8	8,1	157,8	134,7	241,4	106,6	50,7	11,7	2,5	49,8	42,2	76,1	33,9
	8 Wochen	183,1	56,5	11,5	175,5	224,5	296	71,5	56,7	19,2	3,9	53,5	75,4	97,1	21,7
	16 Wochen	126,3	57,3	12,2	136,9	200,5	208,2	7,7	38,9	17,4	3,7	40,1	60	62,6	2,6
	32 Wochen	96,5	57,9	11,8	83,5	197,2	210,1	13	29,9	17,5	3,6	25,8	58,6	64,5	5,9
	52 Wochen	236,3	81,8	16,7	257	343,1	374,3	31,2	78,9	23,1	4,7	77	100,7	116,8	16,1

8.1.6 p-Werte aller gammasterilisierten Pins

	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
Kruskal-Wallis-H-Test	p<0,001	p=0,645	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,001

Man-Whitney-U-Test												
Trocken	1 Tag	p<0,001	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal- Wallis-H- Test	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,353	p<0,001	p=0,004	p=0,006	p<0,001	p=0,571
	3 Tage	p<0,001		p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,117	p<0,001	p=0,002	p=0,003	p<0,001	p=0,695
	1 Woche	p<0,001		p=0,028	p<0,001	p<0,001	p=0,706	p<0,001	p=0,011	p=0,024	p<0,001	p<0,001
	2 Wochen	p<0,001		p=0,017	p<0,001	p<0,001	p=0,781	p<0,001	p=0,019	p=0,356	p<0,001	p<0,001
	4 Wochen	p<0,001		p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,004	p<0,001	p=0,597	p=0,021	p<0,001	p<0,001
	8 Wochen	p<0,001		p<0,001	p<0,001	p=0,036	p=0,037	p<0,001	p=0,356	p=0,065	p<0,001	p=0,037
	16 Wochen	p<0,001		p=0,030	p<0,001	p=0,001	p=0,597	p<0,001	p=0,545	p=0,201	p<0,001	p<0,001
	32 Wochen	p<0,001		p<0,001	p<0,001	p=0,005	p<0,001	p<0,001	p=0,686	p<0,001	p<0,001	p<0,001
	52 Wochen	p=0,033		p<0,001	p=0,033	p<0,001	p=0,016	p<0,001	p=0,065	p<0,001	p<0,001	p=0,009
1 Tag	3 Tage	p=0,581		p=0,525	p=0,581	p=0,682	p=0,954	p=0,908	p=0,954	p=0,665	p=0,665	p=1,000
	1 Woche	p=0,008		p=0,001	p=0,008	p=0,001	p=0,367	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,021	p<0,001
	2 Wochen	p=0,013		p=0,065	p=0,013	p=0,005	p=0,517	p<0,001	p<0,001	p=0,003	p=0,110	p<0,001
	4 Wochen	p=0,004		p=0,110	p=0,002	p=0,494	p=0,022	p=0,060	p=0,023	p=0,468	p=0,025	p=0,001
	8 Wochen	p=0,024		p=0,862	p=0,024	p=0,086	p=0,165	p<0,001	p=0,049	p=0,902	p=0,023	p=0,103
	16 Wochen	p=0,198		p=0,262	p=0,198	p=0,110	p=0,741	p<0,001	p=0,155	p=0,006	p=0,016	p<0,001
	32 Wochen	p=0,206		p=0,038	p=0,206	p=0,235	p=0,001	p=0,001	p=0,022	p=0,028	p<0,001	p<0,001
	52 Wochen	p=0,085		p=0,028	p=0,085	p=0,562	p=0,193	p=0,975	p=0,001	p=0,002	p=0,878	p=0,002
3 Tage	1 Woche	p=0,008		p=0,001	p=0,008	p=0,001	p=0,582	p<0,001	p<0,001	p=0,001	p=0,019	p<0,001
	2 Wochen	p=0,020		p=0,225	p=0,020	p=0,002	p=0,354	p<0,001	p<0,001	p=0,003	p=0,110	p<0,001
	4 Wochen	p=0,004		p=0,065	p=0,002	p=0,342	p=0,008	p=0,035	p=0,031	p=0,742	p=0,048	p=0,027
	8 Wochen	p=0,051		p=0,773	p=0,051	p=0,067	p=0,165	p<0,001	p=0,049	p=0,902	p=0,023	p=0,244
	16 Wochen	p=0,329		p=0,356	p=0,329	p=0,084	p=1,000	p<0,001	p=0,240	p=0,006	p=0,039	p<0,001
	32 Wochen	p=0,252		p=0,018	p=0,252	p=0,269	p<0,001	p<0,001	p=0,014	p=0,050	p<0,001	p<0,001
	52 Wochen	p=0,084		p=0,024	p=0,084	p=0,310	p=0,060	p=0,951	p<0,001	p=0,003	p=0,902	p=0,016

Fortsetzung 8.1.6 p-Werte aller gammasterilisierten Pins

		Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
1 Woche	2 Wochen	p=0,719	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal- Wallis-H-Test	p=0,204	p=0,719	p=0,172	p=0,951	p=0,734	p=0,758	p=0,517	p=0,878	p=0,404
	4 Wochen	p=0,472		p<0,001	p=0,290	p=0,003	p=0,006	p=0,428	p=0,047	p=0,001	p=0,598	p=0,016
	8 Wochen	p=0,550		p=0,004	p=0,550	p=0,401	p=0,068	p=0,131	p=0,712	p=0,016	p=0,498	p=0,004
	16 Wochen	p=0,824		p=0,468	p=0,824	p=0,668	p=0,552	p=0,859	p=0,199	p=0,521	p=0,569	p=0,700
	32 Wochen	p=1,000		p<0,001	p=1,000	p=0,193	p<0,001	p=0,006	p=0,156	p<0,001	p=0,001	p=0,001
	52 Wochen	p=0,387		p=0,001	p=0,387	p=0,003	p=0,037	p=0,001	p=0,666	p<0,001	p=0,140	p<0,001
2 Wochen	4 Wochen	p=0,861		p=0,004	p=0,946	p=0,026	p=0,014	p=0,459	p=0,017	p=0,011	p=0,549	p=0,024
	8 Wochen	p=0,711		p=0,053	p=0,711	p=0,757	p=0,085	p=0,742	p=0,793	p=0,042	p=0,393	p=0,006
	16 Wochen	p=0,889		p=0,742	p=0,889	p=0,972	p=0,481	p=0,879	p=0,087	p=0,270	p=0,494	p=0,708
	32 Wochen	p=0,781		p=0,003	p=0,781	p=0,556	p=0,001	p=0,012	p=0,196	p<0,001	p=0,001	p=0,001
	52 Wochen	p=0,766		p=0,003	p=0,766	p=0,024	p=0,069	p=0,001	p=0,743	p<0,001	p=0,279	p<0,001
4 Wochen	8 Wochen	p=0,842		p=0,442	p=1,000	p=0,277	p=0,951	p=0,622	p=0,231	p=0,778	p=0,805	p=0,328
	16 Wochen	p=0,970		p=0,078	p=0,883	p=0,189	p=0,324	p=0,414	p=0,775	p=0,011	p=0,806	p=0,027
	32 Wochen	p=0,765		p=0,140	p=0,648	p=0,534	p=0,045	p=0,004	p=0,598	p=0,176	p=0,002	p<0,001
	52 Wochen	p=0,387		p=0,139	p=0,549	p=0,184	p=0,388	p=0,084	p=0,057	p=0,017	p=0,057	p<0,001
8 Wochen	16 Wochen	p=0,519		p=0,106	p=0,519	p=0,921	p=0,222	p=0,543	p=0,171	p=0,025	p=0,621	p=0,006
	32 Wochen	p=0,529		p=0,119	p=0,529	p=0,685	p=0,298	p=0,031	p=0,479	p=0,207	p=0,014	p<0,001
	52 Wochen	p=0,838		p=0,106	p=0,861	p=0,060	p=0,563	p=0,001	p=0,870	p=0,061	p=0,039	p=0,001
16 Wochen	32 Wochen	p=0,811		p=0,013	p=0,811	p=0,644	p=0,025	p=0,010	p=0,618	p=0,001	p=0,002	p=0,045
	52 Wochen	p=0,548		p=0,012	p=0,548	p=0,069	p=0,488	p=0,002	p=0,119	p<0,001	p=0,044	p<0,001
32 Wochen	52 Wochen	p=0,953		p=0,817	p=0,953	p=0,157	p=0,026	p=0,001	p=0,267	p=0,218	p<0,001	p<0,001

8.2 Ergebnisse zu den Pins im Femurmarkraum

8.2.1 Morphometrie der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins

		Durchschnitt des Durchmessers [mm]							Längendifferenz Vorher-Nachher [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	2	0	0	2	0	2	2	0	0	0	0	0	0	0
	1 Tag	2,1	0,1	0	2,1	0,1	2,1	2	-0,02	0,05	0,02	0	0,1	0	-0,1
	3 Tage	2,1	0	0	2,1	0,1	2,2	2,1	-0,05	0,06	0,03	-0,05	0,1	0	-0,1
	1 Woche	2,2	0,1	0	2,2	0,1	2,2	2,1	0,53	0,98	0,49	0,05	2	2	0
	2 Wochen	2,2	0,1	0	2,2	0,1	2,2	2,1	-0,2	0,88	0,44	-0,25	2,1	0,9	-1,2
	4 Wochen	2,1	0,1	0	2,1	0,1	2,2	2,1	0,14	0,3	0,15	0,04	0,68	0,58	-0,1
	8 Wochen	2,1	0,1	0	2,1	0,1	2,2	2,1	0,18	0,43	0,22	0,05	1	0,8	-0,2
	16 Wochen	2,1	0,2	0,1	2,1	0,3	2,1	1,8	0,6	1,84	0,92	0,15	4,3	3,2	-1,1
	32 Wochen	2	0,1	0	2	0,2	2,1	1,9	-0,78	1,8	0,9	-0,95	3,6	1,2	-2,4
	52 Wochen	2	0,1	0,1	2,1	0,3	2,1	1,8	2,13	5	2,5	0,35	11	9,4	-1,6
		Gewicht [g]							Fläche [cm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	0,2133	0,009	0,0045	0,2124	0,0195	0,224	0,2045	3,15	0,02	0,01	3,14	0,05	3,19	3,14
	1 Tag	0,2183	0,0075	0,0038	0,2209	0,0167	0,224	0,2073	3,36	0,2	0,1	3,36	0,43	3,57	3,14
	3 Tage	0,2252	0,0052	0,0026	0,2268	0,0113	0,2293	0,218	3,49	0,14	0,07	3,46	0,34	3,69	3,35
	1 Woche	0,2483	0,0254	0,0127	0,2419	0,0559	0,2826	0,2267	3,63	0,22	0,11	3,69	0,45	3,8	3,35
	2 Wochen	0,2383	0,0187	0,0094	0,2461	0,0396	0,2503	0,2107	3,72	0,2	0,1	3,75	0,46	3,92	3,46
	4 Wochen	0,2303	0,0099	0,005	0,2329	0,0213	0,2383	0,217	3,57	0,19	0,09	3,56	0,45	3,8	3,35
	8 Wochen	0,2248	0,0158	0,0079	0,2267	0,0381	0,2419	0,2038	3,53	0,22	0,11	3,49	0,45	3,8	3,35
	16 Wochen	0,2129	0,0083	0,0042	0,2088	0,0168	0,2254	0,2086	3,34	0,47	0,23	3,57	0,93	3,57	2,64
	32 Wochen	0,2147	0,0162	0,0081	0,2185	0,0347	0,2283	0,1936	3,15	0,25	0,13	3,1	0,52	3,46	2,94
	52 Wochen	0,1738	0,0468	0,0234	0,1939	0,0994	0,2035	0,1041	3,2	0,38	0,19	3,38	0,77	3,41	2,64
		Volumen [ml]							Dichte [g/cm³]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	0,13	0	0	0,13	0	0,13	0,13	1,69	0,07	0,03	1,69	0,14	1,76	1,62
	1 Tag	0,11	0	0	0,1	0,01	0,11	0,1	2,06	0,09	0,05	2,05	0,18	2,16	1,98
	3 Tage	0,11	0	0	0,11	0,01	0,12	0,11	2,01	0,07	0,03	2,01	0,15	2,09	1,94
	1 Woche	0,12	0,01	0,01	0,12	0,03	0,13	0,1	2,06	0,17	0,08	2,06	0,3	2,22	1,92
	2 Wochen	0,12	0,01	0	0,12	0,01	0,13	0,11	1,96	0,2	0,1	1,96	0,47	2,19	1,72
	4 Wochen	0,12	0,01	0	0,12	0,02	0,13	0,11	1,97	0,1	0,05	1,94	0,24	2,11	1,87
	8 Wochen	0,12	0,01	0	0,11	0,02	0,13	0,11	1,92	0,15	0,08	1,95	0,33	2,06	1,73
	16 Wochen	0,11	0,02	0,01	0,12	0,04	0,12	0,09	1,97	0,4	0,2	1,81	0,86	2,56	1,7
	32 Wochen	0,1	0,01	0	0,1	0,02	0,11	0,1	2,08	0,24	0,12	2,06	0,58	2,39	1,81
	52 Wochen	0,09	0,02	0,01	0,1	0,05	0,11	0,06	1,88	0,03	0,01	1,88	0,06	1,92	1,86

8.2.2 Biomechanische Testung der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins

		F max [N]							S max [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	58,57	10,64	5,32	56,37	22,98	72,27	49,29	0,62	0,16	0,08	0,61	0,3	0,79	0,49
	1 Tag	35,65	10,85	5,42	38,99	24,55	44,58	20,03	1,81	0,72	0,36	1,76	1,75	2,74	0,99
	3 Tage	38,1	9,33	4,67	38,2	17,48	46,74	29,26	1,34	0,19	0,1	1,32	0,44	1,59	1,16
	1 Woche	26,02	4,87	2,43	24,65	11,19	32,99	21,8	2,14	0,36	0,18	2,11	0,72	2,53	1,81
	2 Wochen	25,53	5,51	2,76	22,98	11,39	33,78	22,39	2	0,37	0,18	2,04	0,85	2,38	1,53
	4 Wochen	30,98	10,85	5,42	27	23,18	46,55	23,37	1,46	0,59	0,29	1,49	1,41	2,14	0,73
	8 Wochen	25,17	5,44	2,72	25,8	12,96	31,03	18,07	1,37	0,34	0,17	1,52	0,71	1,58	0,87
	16 Wochen	22,83	6,12	3,06	22,98	12,77	29,07	16,3	1,25	0,6	0,3	1,1	1,31	2,06	0,75
	32 Wochen	13,8	3,57	1,78	14,93	8,05	16,69	8,64	1,05	0,24	0,12	1,05	0,5	1,3	0,8
	52 Wochen	25,86	11,35	6,55	27,1	22,59	36,53	13,94	0,57	0,06	0,03	0,54	0,1	0,64	0,54

		Elastizitätsmodul [N/mm²]							Biegefestigkeit [N/mm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	17416,0	1127,1	563,5	17637,9	2292,3	18340,2	16048,0	370,1	63	31,5	358,8	135	448,8	313,8
	1 Tag	12667,0	2990,8	1495,4	12714,1	5349,4	15294,6	9945,2	203,2	53,6	26,8	219	119,9	247,5	127,5
	3 Tage	11228,1	1744,5	872,3	11139,4	3429,5	13031,6	9602,1	205,8	42,7	21,4	201,8	81,7	250,6	168,8
	1 Woche	17970,9	364,6	182,3	18004,7	887,3	18380,9	17493,5	205,8	28,4	14,2	200,5	67	244,6	177,6
	2 Wochen	15527,0	2373,7	1186,8	16108,3	5095,8	17493,5	12397,7	194,9	32,6	16,3	186,5	71,9	239,4	167,4
	4 Wochen	12868,1	4223,5	2111,8	12171,0	9631,1	18380,9	8749,8	197,6	37,3	18,6	192,9	81,4	243	161,7
	8 Wochen	11680,6	4339,3	2169,6	11581,4	9112,3	16335,8	7223,6	188,8	50,5	25,2	189,4	108,4	242,4	134
	16 Wochen	17877,3	10782,3	5391,1	18088,1	23420,1	29376,6	5956,5	188,5	59,9	29,9	188,7	111,5	244,1	132,5
	32 Wochen	12015,4	5403,9	2702,0	11967,3	13202,2	18664,6	5462,4	121,1	28,9	14,4	116,7	62,2	156,6	94,4
	52 Wochen	5606,1	1859,3	1073,5	5666,6	3717,2	7434,4	3717,2	146,9	64,1	37	156,4	127,2	205,8	78,5

		Scherkraft [N]							Scherfestigkeit [N/mm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	281	45,1	16	282,6	116,7	343,9	227,2	89	14,7	5,2	89,1	37,2	109,5	72,3
	1 Tag	274,7	86,1	30,4	276,2	227	378,6	151,6	81,8	25,6	9,1	79,8	68,7	117	48,3
	3 Tage	246,3	54,1	19,1	234,6	135,9	323,1	187,2	70,1	13,2	4,7	67,8	33,4	87,4	54
	1 Woche	251,5	32,5	11,5	245,7	85,2	294,6	209,4	69,7	11,6	4,1	68,1	32,4	87,5	55,1
	2 Wochen	233,3	65,1	23	219,1	226	363,7	137,7	62,6	16,2	5,7	60,7	55,9	93,1	37,2
	4 Wochen	284,4	39,3	13,9	281,8	118,8	337,4	218,6	79,6	10,6	3,8	78,2	30,6	95,6	65
	8 Wochen	283,3	95,2	33,6	253,6	245,3	431,7	186,4	80,2	26,9	9,5	75	67,6	118,9	51,3
	16 Wochen	162,8	42	14,8	162	143	223,3	80,3	50,1	15,6	5,5	48,8	46,5	69	22,5
	32 Wochen	163,2	35,5	12,6	167,9	96,4	199,7	103,3	51,8	9,8	3,5	52,6	26,4	61,7	35,3
	52 Wochen	205,6	90,7	32,1	220,6	259,4	299,9	40,5	63,3	26,5	9,4	73,8	72,9	88,3	15,4

8.2.3 p-Werte der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins

	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
Kruskal-Wallis-Test	p=0,022	p=0,958	p=0,005	p=0,007	p=0,022	p=0,065	p=0,005	p=0,002	p=0,047	p=0,024	p=0,001

Mann-Whitney-U-Test												
Trocken	1 Tag	p=0,091	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal- Wallis-H- Test	p=0,381	p=0,091	p=0,018	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal- Wallis-H- Test	p=0,021	p=0,020	p=0,020	p=0,021	p=0,529
	3 Tage	p=0,017		p=0,043	p=0,017	p=0,017		p=0,021	p=0,020	p=0,020	p=0,021	p=0,036
	1 Woche	p=0,017		p=0,021	p=0,017	p=1,000		p=0,021	p=0,020	p=0,561	p=0,021	p=0,021
	2 Wochen	p=0,018		p=0,083	p=0,018	p=0,139		p=0,021	p=0,020	p=0,245	p=0,021	p=0,003
	4 Wochen	p=0,018		p=0,083	p=0,018	p=0,139		p=0,021	p=0,042	p=0,245	p=0,021	p=0,294
	8 Wochen	p=0,017		p=0,248	p=0,017	p=0,237		p=0,021	p=0,020	p=0,042	p=0,021	p=0,462
	16 Wochen	p=0,225		p=0,561	p=0,225	p=0,018		p=0,021	p=0,042	p=1,000	p=0,021	p=0,001
	32 Wochen	p=1,000		p=0,564	p=1,000	p=0,018		p=0,021	p=0,020	p=0,245	p=0,021	p=0,001
	52 Wochen	p=0,234		p=0,021	p=0,234	p=0,018		p=0,034	p=1,000	p=0,032	p=0,034	p=0,059
1 Tag	3 Tage	p=0,375		p=0,149	p=0,375	p=0,146		p=0,564	p=0,248	p=0,248	p=0,773	p=0,401
	1 Woche	p=0,108		p=0,021	p=0,108	p=0,110		p=0,248	p=0,309	p=0,021	p=0,773	p=0,345
	2 Wochen	p=0,059		p=0,149	p=0,059	p=0,021		p=0,248	p=0,564	p=0,248	p=0,564	p=0,141
	4 Wochen	p=0,149		p=0,149	p=0,149	p=0,059		p=0,773	p=0,386	p=1,000	p=0,773	p=0,916
	8 Wochen	p=0,245		p=0,248	p=0,245	p=0,083		p=0,149	p=0,149	p=0,564	p=0,773	p=1,000
	16 Wochen	p=0,442		p=0,772	p=0,442	p=0,309		p=0,083	p=0,248	p=0,564	p=1,000	p=0,012
	32 Wochen	p=0,240		p=0,773	p=0,240	p=0,564		p=0,021	p=0,083	p=1,000	p=0,083	p=0,016
	52 Wochen	p=0,561		p=0,021	p=0,561	p=0,191		p=0,157	p=0,032	p=0,034	p=0,289	p=0,248
3 Tage	1 Woche	p=0,304		p=0,083	p=0,304	p=0,245		p=0,083	p=0,021	p=0,021	p=0,773	p=1,000
	2 Wochen	p=0,102		p=0,248	p=0,102	p=0,042		p=0,083	p=0,043	p=0,083	p=0,773	p=0,294
	4 Wochen	p=0,465		p=0,564	p=0,465	p=0,245		p=0,248	p=0,564	p=0,564	p=0,773	p=0,172
	8 Wochen	p=1,000		p=1,000	p=1,000	p=0,561		p=0,083	p=0,773	p=1,000	p=0,386	p=0,600
	16 Wochen	p=0,766		p=0,081	p=0,766	p=0,384		p=0,021	p=0,564	p=0,564	p=0,564	p=0,036
	32 Wochen	p=0,074		p=0,248	p=0,074	p=0,076		p=0,021	p=0,149	p=0,773	p=0,021	p=0,016
	52 Wochen	p=0,106		p=0,021	p=0,106	p=0,028		p=0,157	p=0,032	p=0,034	p=0,157	p=0,753

Fortsetzung 8.2.3 p-Werte der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins

		Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
1 Woche	2 Wochen	p=0,554	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal- Wallis-H- Test	p=0,564	p=0,554	p=0,773	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal- Wallis-H- Test	p=0,773	p=0,773	p=0,029	p=0,386	p=0,294
	4 Wochen	p=0,655		p=0,386	p=0,655	p=0,468		p=0,773	p=0,083	p=0,191	p=0,564	p=0,103
	8 Wochen	p=0,544		p=0,149	p=0,544	p=0,663		p=1,000	p=0,021	p=0,021	p=0,564	p=0,713
	16 Wochen	p=0,278		p=0,020	p=0,278	p=0,309		p=0,564	p=0,083	p=1,000	p=0,564	p=0,016
	32 Wochen	p=0,041		p=0,043	p=0,041	p=0,083		p=0,021	p=0,021	p=0,248	p=0,021	p=0,009
	52 Wochen	p=0,106		p=0,021	p=0,106	p=0,043		p=0,724	p=0,032	p=0,034	p=0,157	p=0,916
2 Wochen	4 Wochen	p=0,309		p=0,248	p=0,309	p=0,309		p=0,191	p=0,149	p=0,386	p=1,000	p=0,027
	8 Wochen	p=0,189		p=0,149	p=0,189	p=0,386		p=0,773	p=0,083	p=0,149	p=0,773	p=0,248
	16 Wochen	p=0,139		p=0,042	p=0,139	p=0,149		p=0,564	p=0,083	p=1,000	p=0,773	p=0,248
	32 Wochen	p=0,028		p=0,083	p=0,028	p=0,021		p=0,021	p=0,021	p=0,386	p=0,021	p=0,171
	52 Wochen	p=0,020		p=0,021	p=0,020	p=0,021		p=0,724	p=0,032	p=0,034	p=0,289	p=0,674
4 Wochen	8 Wochen	p=0,882		p=0,773	p=0,882	p=0,770		p=0,773	p=0,773	p=0,773	p=0,564	p=0,834
	16 Wochen	p=0,554		p=0,042	p=0,554	p=0,770		p=0,248	p=0,663	p=0,564	p=0,773	p=0,002
	32 Wochen	p=0,042		p=0,083	p=0,042	p=0,043		p=0,021	p=0,248	p=1,000	p=0,021	p=0,001
	52 Wochen	p=0,108		p=0,021	p=0,108	p=0,021		p=0,724	p=0,032	p=0,034	p=0,157	p=0,345
8 Wochen	16 Wochen	p=0,552		p=0,384	p=0,552	p=0,885		p=0,564	p=0,386	p=0,564	p=1,000	p=0,036
	32 Wochen	p=0,080		p=0,386	p=0,080	p=0,083		p=0,021	p=0,149	p=1,000	p=0,043	p=0,024
	52 Wochen	p=0,372		p=0,021	p=0,372	p=0,021		p=0,858	p=0,032	p=0,077	p=0,289	p=0,248
16 Wochen	32 Wochen	p=0,234		p=0,384	p=0,234	p=0,248		p=0,043	p=0,773	p=0,386	p=0,083	p=0,916
	52 Wochen	p=0,178		p=0,020	p=0,178	p=0,149		p=0,724	p=0,032	p=0,077	p=0,480	p=0,189
32 Wochen	52 Wochen	p=0,770		p=0,083	p=0,770	p=0,773		p=0,289	p=0,032	p=0,157	p=0,724	p=0,172

8.2.4 Morphometrie der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins

		Durchschnitt des Durchmessers [mm]							Längendifferenz Vorher-Nachher [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	1,9	0	0	1,9	0	1,9	1,9	0	0	0	0	0	0	0
	1 Tag	2	0	0	2	0	2	2	-0,15	0,44	0,22	0,05	0,9	0,1	-0,8
	3 Tage	2	0	0	2	0	2	2	0,03	0,33	0,17	0,05	0,8	0,4	-0,4
	1 Woche	2	0	0	2	0,1	2,1	2	-0,07	0,31	0,15	0	0,7	0,2	-0,5
	2 Wochen	2	0	0	2	0	2	2	-0,17	0,55	0,32	0,1	1	0,2	-0,8
	4 Wochen	2	0	0	2	0	2	2	-0,34	0,85	0,42	0	1,84	0,24	-1,6
	8 Wochen	2,1	0,1	0	2,1	0,2	2,2	2	-2,48	4,89	2,44	-0,15	10	0,2	-9,8
	16 Wochen	2	0,1	0,1	1,9	0,2	2,1	1,9	-1,13	0,4	0,23	-1,2	0,8	-0,7	-1,5
	32 Wochen	1,9	0,2	0,1	1,9	0,4	2,1	1,7	0,03	0,35	0,18	0,2	0,7	0,2	-0,5
	52 Wochen	1,7	0,2	0,1	1,7	0,5	2	1,5	-3,83	7,45	3,73	-0,23	15,15	0,15	-15

		Gewicht [g]							Fläche [cm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	0,2433	0,0078	0,0039	0,2407	0,0165	0,2541	0,2376	2,84	0	0	2,84	0	2,84	2,84
	1 Tag	0,2093	0,0072	0,0036	0,2102	0,0159	0,2164	0,2005	3,1	0,05	0,02	3,12	0,1	3,14	3,04
	3 Tage	0,2071	0,01	0,005	0,2068	0,0226	0,2187	0,1961	3,14	0	0	3,14	0	3,14	3,14
	1 Woche	0,224	0,0187	0,0094	0,2155	0,0389	0,252	0,2131	3,19	0,11	0,05	3,14	0,21	3,35	3,14
	2 Wochen	0,2206	0,0198	0,0099	0,2133	0,0436	0,2498	0,2062	3,2	0,06	0,03	3,2	0,11	3,25	3,14
	4 Wochen	0,1974	0,0144	0,0072	0,2023	0,0321	0,2086	0,1765	3,16	0,04	0,02	3,15	0,08	3,22	3,14
	8 Wochen	0,1929	0,029	0,0145	0,1911	0,0602	0,2247	0,1645	3,4	0,29	0,15	3,43	0,65	3,69	3,04
	16 Wochen	0,2174	0,036	0,0208	0,2277	0,0697	0,2471	0,1774	3,11	0,3	0,17	2,94	0,52	3,46	2,94
	32 Wochen	0,1646	0,0278	0,0139	0,1674	0,0659	0,1947	0,1288	2,88	0,53	0,26	2,94	1,28	3,46	2,18
	52 Wochen	0,125	0,0493	0,0247	0,125	0,11	0,18	0,07	2,32	0,65	0,32	2,22	1,45	3,14	1,69

		Volumen [ml]							Dichte [g/cm ³]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	0,11	0	0	0,11	0	0,12	0,11	2,14	0,06	0,03	2,12	0,14	2,22	2,08
	1 Tag	0,1	0	0	0,1	0	0,1	0,1	2,06	0,06	0,03	2,07	0,14	2,13	1,99
	3 Tage	0,1	0	0	0,1	0	0,11	0,1	2,03	0,07	0,03	2,05	0,14	2,08	1,94
	1 Woche	0,11	0	0	0,11	0,01	0,11	0,11	2,08	0,16	0,08	2,04	0,37	2,31	1,94
	2 Wochen	0,1	0	0	0,1	0,01	0,11	0,1	2,16	0,17	0,1	2,11	0,33	2,35	2,02
	4 Wochen	0,1	0	0	0,1	0	0,1	0,1	1,95	0,13	0,06	1,99	0,3	2,06	1,76
	8 Wochen	0,11	0,03	0,01	0,11	0,06	0,13	0,07	1,85	0,32	0,16	1,75	0,74	2,31	1,57
	16 Wochen	0,1	0,01	0	0,09	0,02	0,11	0,09	2,22	0,38	0,22	2,11	0,73	2,64	1,91
	32 Wochen	0,09	0,02	0,01	0,09	0,04	0,11	0,07	1,79	0,1	0,05	1,79	0,23	1,9	1,67
	52 Wochen	0,06	0,03	0,01	0,06	0,06	0,1	0,03	2	0,1	0,05	2,05	0,22	2,07	1,85

8.2.5 Biomechanische Testung der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins

		F max [N]							S max [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	35,21	2,47	1,24	35,26	5,49	37,9	32,41	0,37	0,02	0,01	0,37	0,05	0,4	0,35
	1 Tag	24,01	5,01	2,51	22,59	11,59	31,23	19,64	0,3	0,08	0,04	0,28	0,17	0,4	0,23
	3 Tage	23,57	3,65	1,82	22,29	8,05	28,87	20,82	0,28	0,06	0,03	0,29	0,14	0,35	0,21
	1 Woche	13,06	2,39	1,2	13,06	5,7	15,91	10,21	0,53	0,18	0,09	0,46	0,38	0,8	0,42
	2 Wochen	14,73	3,54	2,05	13,75	6,88	18,66	11,78	0,54	0,07	0,04	0,55	0,14	0,6	0,46
	4 Wochen	16,76	7,66	4,42	16,89	15,32	24,35	9,03	0,32	0,05	0,03	0,33	0,1	0,36	0,26
	8 Wochen	10,93	6,84	3,95	13,75	12,77	15,91	3,14	0,33	0,21	0,12	0,29	0,41	0,55	0,14
	16 Wochen	10,12	1,25	0,89	10,12	1,77	11	9,23	0,42	0,2	0,14	0,42	0,28	0,56	0,28
	32 Wochen	5,5	2,85	1,42	5,31	6,67	9,03	2,36	0,36	0,06	0,03	0,37	0,13	0,41	0,28
	52 Wochen	18,4	8,32	4,8	16,5	16,31	27,5	11,19	0,72	0,17	0,1	0,78	0,33	0,86	0,53

		Elastizitätsmodul [N/mm ²]							Biegefestigkeit [N/mm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	20726,2	2036,6	1018,3	21109,9	4862,5	22773,7	17911,2	261,4	18,4	9,2	261,8	40,8	281,4	240,6
	1 Tag	16134,3	2853,7	1426,9	15053,1	6085,5	20258,3	14172,8	155,6	31	15,5	149,3	73,8	198,8	125
	3 Tage	15944,0	2870,3	1435,2	15735,5	6043,8	19174,4	13130,6	150	23,2	11,6	141,9	51,3	183,8	132,5
	1 Woche	21427,2	1951,7	975,9	20955,0	4319,6	24059,2	19739,6	126	25,3	12,7	123,2	56,2	157	100,8
	2 Wochen	21074,8	4162,3	2403,1	20178,4	8178,6	25612,3	17433,7	143,2	36	20,8	129,1	67,8	184,1	116,3
	4 Wochen	14270,4	3889,4	2245,6	13043,5	7483,0	18625,3	11142,3	115,7	34,2	19,7	103,8	65,2	154,3	89,1
	8 Wochen	11195,5	4537,2	2619,6	10072,8	8863,7	16188,7	7325,0	76,9	46,3	26,7	94,5	87,4	111,8	24,4
	16 Wochen	19911,6	8291,5	5863,0	19911,6	11726,0	25774,6	14048,6	97,3	5	3,6	97,3	7,1	100,8	93,7
	32 Wochen	10331,1	3688,8	1844,4	11719,2	7861,7	12873,8	5012,1	51,2	10	5	50,4	23,5	63,7	40,2
	52 Wochen	11383,2	3978,5	2297,0	12858,0	7535,8	14413,7	6877,9	177,5	71	41	180,7	141,9	246,9	105

		Scherkraft [N]							Scherfestigkeit [N/mm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	179,8	28,8	10,2	177	78,6	223,5	144,9	63,4	10,1	3,6	62,5	27,7	78,8	51,1
	1 Tag	187,4	32,1	11,4	183,7	91,7	230,4	138,7	60,5	10,9	3,9	60	31,5	75,6	44,1
	3 Tage	206,1	78,6	27,8	211,3	215,2	328,6	113,3	65,6	25	8,8	67,3	68,5	104,6	36,1
	1 Woche	125,6	21	7,4	124,9	61,1	153,4	92,3	39,3	6,7	2,4	38,7	19,4	48,8	29,4
	2 Wochen	159,5	88,9	31,4	123,1	263,2	370,6	107,4	50,2	28,6	10,1	38,1	83,8	118	34,2
	4 Wochen	151	34,2	12,1	159,4	87,4	194	106,6	47,8	10,8	3,8	50,3	27,9	61,8	33,9
	8 Wochen	174,9	62,7	22,2	180,4	172,8	244,3	71,5	51,9	20,3	7,2	49,7	58,5	80,2	21,7
	16 Wochen	70	46,7	16,5	92,4	128,4	136,1	7,7	21,9	13,9	4,9	28,1	36,7	39,3	2,6
	32 Wochen	56,4	39,5	14	54,5	110	122,9	13	18,6	12,5	4,4	16,9	36,1	42	5,9
	52 Wochen	164,2	83,8	29,6	144,9	243,1	274,4	31,2	70	30,8	10,9	69,8	94,2	110,3	16,1

8.2.6 p-Werte der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins

	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
Kruskal-Wallis-Test	p=0,017	p=0,427	p=0,003	p=0,009	p=0,016	p=0,050	p=0,002	p=0,016	p=0,007	p=0,003	p<0,001

Mann-Whitney-U-Test												
Trocken	1 Tag	p=0,013	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis H-Test	p=0,021	p=0,013	p=0,017	p=0,191	p=0,021	p=0,191	p=0,043	p=0,021	p=0,674
	3 Tage	p=0,008		p=0,021	p=0,008	p=0,019	p=0,038	p=0,021	p=0,029	p=0,043	p=0,021	p=1,000
	1 Woche	p=0,011		p=0,149	p=0,011	p=0,020	p=0,248	p=0,021	p=0,021	p=0,773	p=0,021	p=0,001
	2 Wochen	p=0,013		p=0,149	p=0,013	p=0,032	p=1,000	p=0,034	p=0,034	p=0,724	p=0,034	p=0,036
	4 Wochen	p=0,011		p=0,021	p=0,013	p=0,019	p=0,021	p=0,034	p=0,108	p=0,077	p=0,034	p=0,021
	8 Wochen	p=0,014		p=0,021	p=0,014	p=1,000	p=0,248	p=0,034	p=0,480	p=0,034	p=0,034	p=0,208
	16 Wochen	p=0,018		p=0,480	p=0,018	p=0,032	p=1,000	p=0,064	p=1,000	p=1,000	p=0,064	p=0,001
	32 Wochen	p=0,215		p=0,021	p=0,215	p=0,020	p=0,021	p=0,021	p=0,773	p=0,021	p=0,021	p=0,001
	52 Wochen	p=0,219		p=0,021	p=0,219	p=0,020	p=0,021	p=0,034	p=0,034	p=0,034	p=0,077	p=0,600
1 Tag	3 Tage	p=0,131		p=0,773	p=0,131	p=0,363	p=0,384	p=1,000	p=0,773	p=0,564	p=0,564	p=0,753
	1 Woche	p=0,098		p=0,248	p=0,098	p=0,018	p=0,885	p=0,021	p=0,021	p=0,083	p=0,248	p=0,002
	2 Wochen	p=0,063		p=0,564	p=0,063	p=0,079	p=0,480	p=0,034	p=0,034	p=0,157	p=0,480	p=0,036
	4 Wochen	p=0,098		p=0,149	p=0,065	p=0,363	p=0,110	p=0,289	p=0,480	p=0,289	p=0,289	p=0,046
	8 Wochen	p=0,189		p=0,564	p=0,189	p=0,237	p=0,248	p=0,034	p=1,000	p=0,289	p=0,034	p=0,345
	16 Wochen	p=0,471		p=0,480	p=0,471	p=0,463	p=0,724	p=0,064	p=0,355	p=1,000	p=0,064	p=0,001
	32 Wochen	p=0,243		p=0,021	p=0,243	p=0,237	p=0,021	p=0,021	p=0,248	p=0,021	p=0,021	p=0,001
	52 Wochen	p=0,139		p=0,021	p=0,139	p=0,018	p=0,564	p=0,289	p=0,034	p=0,157	p=0,724	p=0,401
3 Tage	1 Woche	p=0,317		p=0,149	p=0,317	p=0,028	p=0,884	p=0,021	p=0,021	p=0,021	p=0,248	p=0,031
	2 Wochen	p=0,127		p=0,386	p=0,318	p=0,154	p=0,208	p=0,034	p=0,034	p=0,157	p=0,480	p=0,093
	4 Wochen	p=0,317		p=0,386	p=0,319	p=0,877	p=0,245	p=0,289	p=0,480	p=0,289	p=0,289	p=0,103
	8 Wochen	p=0,219		p=0,564	p=0,320	p=0,245	p=0,245	p=0,034	p=1,000	p=0,157	p=0,034	p=0,372
	16 Wochen	p=0,430		p=0,480	p=0,321	p=0,476	p=0,476	p=0,064	p=0,355	p=0,355	p=0,064	p=0,001
	32 Wochen	p=0,215		p=0,021	p=0,322	p=0,245	p=0,020	p=0,021	p=0,149	p=0,021	p=0,021	p=0,002
	52 Wochen	p=0,047		p=0,021	p=0,323	p=0,020	p=0,561	p=0,289	p=0,034	p=0,157	p=0,724	p=0,674

Fortsetzung 8.2.6 p-Werte der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins

		Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
1 Woche	2 Wochen	p=0,739	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal- Wallis-H- Test	p=0,386	p=0,324	p=0,157	p=0,480	p=0,593	p=0,480	p=0,858	p=0,480	p=0,600
	4 Wochen	p=0,850		p=0,021	p=0,325	p=0,020	p=0,386	p=0,480	p=0,034	p=0,034	p=0,480	p=0,093
	8 Wochen	p=0,375		p=0,149	p=0,326	p=0,309	p=0,191	p=1,000	p=0,289	p=0,034	p=0,157	p=0,172
	16 Wochen	p=0,459		p=0,724	p=0,327	p=0,157	p=0,724	p=0,165	p=0,643	p=1,000	p=0,100	p=0,009
	32 Wochen	p=0,234		p=0,021	p=0,328	p=0,248	p=0,021	p=0,021	p=0,021	p=0,021	p=0,021	p=0,005
	52 Wochen	p=0,046		p=0,021	p=0,329	p=0,021	p=0,885	p=0,289	p=0,157	p=0,034	p=0,289	p=0,016
2 Wochen	4 Wochen	p=0,317		p=0,043	p=0,330	p=0,074	p=0,077	p=0,827	p=0,050	p=0,127	p=0,275	p=0,674
	8 Wochen	p=0,243		p=0,248	p=0,331	p=0,289	p=0,157	p=0,658	p=0,184	p=0,050	p=0,050	p=0,462
	16 Wochen	p=0,467		p=0,724	p=0,332	p=0,513	p=1,000	p=0,083	p=0,564	p=1,000	p=0,083	p=0,005
	32 Wochen	p=0,240		p=0,021	p=0,333	p=0,289	p=0,034	p=0,034	p=0,034	p=0,034	p=0,034	p=0,006
	52 Wochen	p=0,037		p=0,021	p=0,334	p=0,034	p=0,289	p=0,827	p=0,275	p=0,050	p=0,827	p=0,115
4 Wochen	8 Wochen	p=0,237		p=1,000	p=0,335	p=0,245	p=0,386	p=0,275	p=0,827	p=0,275	p=0,513	p=0,753
	16 Wochen	p=0,459		p=0,289	p=0,336	p=0,476	p=0,289	p=0,564	p=0,564	p=0,248	p=0,564	p=0,002
	32 Wochen	p=0,234		p=0,043	p=0,337	p=0,245	p=0,083	p=0,050	p=0,289	p=0,157	p=0,034	p=0,002
	52 Wochen	p=0,046		p=0,043	p=0,338	p=0,020	p=0,386	p=0,827	p=0,050	p=0,513	p=0,127	p=0,074
8 Wochen	16 Wochen	p=0,154		p=0,157	p=0,339	p=0,289	p=0,157	p=0,564	p=0,564	p=0,248	p=1,000	p=0,006
	32 Wochen	p=0,081		p=0,248	p=0,340	p=0,248	p=0,773	p=0,289	p=0,724	p=1,000	p=0,480	p=0,003
	52 Wochen	p=0,043		p=0,083	p=0,341	p=0,083	p=0,248	p=0,275	p=0,127	p=0,827	p=0,127	p=0,172
16 Wochen	32 Wochen	p=0,554		p=0,077	p=0,342	p=0,724	p=0,034	p=0,064	p=0,814	p=0,064	p=0,064	p=0,528
	52 Wochen	p=0,154		p=0,077	p=0,343	p=0,157	p=0,289	p=0,083	p=0,248	p=0,248	p=0,083	p=0,005
32 Wochen	52 Wochen	p=0,245		p=0,248	p=0,344	p=0,248	p=0,043	p=0,034	p=0,034	p=0,480	p=0,034	p=0,003

8.2.7 Morphometrie der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins

		Durchschnitt des Durchmessers [mm]							Längendifferenz Vorher-Nachher [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	2,0	0,0	0,0	2,0	0,0	2,0	2,0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
	1 Tag	2,1	0,0	0,0	2,1	0,1	2,2	2,1	0,04	0,68	0,24	0,02	2,20	0,90	-1,30
	3 Tage	2,1	0,0	0,0	2,1	0,1	2,1	2,0	-0,20	0,81	0,29	-0,10	2,70	0,80	-1,90
	1 Woche	2,1	0,1	0,0	2,1	0,2	2,2	2,0	0,35	1,14	0,40	0,05	3,90	2,90	-1,00
	2 Wochen	2,2	0,0	0,0	2,2	0,1	2,2	2,1	0,09	0,51	0,18	0,10	1,70	0,90	-0,80
	4 Wochen	2,1	0,0	0,0	2,1	0,1	2,2	2,1	0,64	0,69	0,25	0,53	1,89	1,59	-0,30
	8 Wochen	2,1	0,1	0,0	2,2	0,2	2,2	2,0	-0,09	0,81	0,29	0,05	2,80	0,90	-1,90
	16 Wochen	2,1	0,1	0,0	2,1	0,1	2,2	2,1	0,41	0,94	0,33	0,35	2,70	1,50	-1,20
	32 Wochen	2,2	0,0	0,0	2,2	0,1	2,2	2,1	0,10	1,35	0,48	0,10	4,40	1,70	-2,70
	52 Wochen	2,2	0,0	0,0	2,2	0,1	2,2	2,1	-0,49	0,94	0,33	-0,77	2,65	1,30	-1,35

		Gewicht [g]							Fläche [cm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	0,2205	0,0085	0,0030	0,2198	0,0199	0,2311	0,2112	3,17	0,03	0,01	3,17	0,05	3,19	3,14
	1 Tag	0,2236	0,0113	0,0040	0,2214	0,0292	0,2404	0,2112	3,52	0,11	0,04	3,46	0,23	3,69	3,46
	3 Tage	0,2271	0,0054	0,0019	0,2293	0,0128	0,2312	0,2184	3,38	0,15	0,05	3,46	0,32	3,46	3,14
	1 Woche	0,2554	0,0386	0,0136	0,2416	0,0926	0,3155	0,2229	3,52	0,27	0,10	3,58	0,66	3,80	3,14
	2 Wochen	0,2415	0,0155	0,0055	0,2461	0,0383	0,2561	0,2178	3,66	0,13	0,05	3,69	0,34	3,80	3,46
	4 Wochen	0,2219	0,0090	0,0032	0,2256	0,0209	0,2287	0,2078	3,44	0,16	0,06	3,38	0,39	3,69	3,30
	8 Wochen	0,2313	0,0062	0,0022	0,2306	0,0164	0,2402	0,2238	3,59	0,22	0,08	3,65	0,55	3,80	3,25
	16 Wochen	0,2321	0,0067	0,0024	0,2354	0,0149	0,2363	0,2214	3,58	0,24	0,09	3,58	0,45	3,80	3,35
	32 Wochen	0,2348	0,0194	0,0069	0,2418	0,0472	0,2514	0,2042	3,69	0,15	0,05	3,75	0,34	3,80	3,46
	52 Wochen	0,2356	0,0125	0,0044	0,2324	0,0297	0,2536	0,2239	3,63	0,15	0,05	3,63	0,34	3,80	3,46

		Volumen [ml]							Dichte [g/cm ³]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	0,13	0,00	0,00	0,13	0,00	0,13	0,13	1,74	0,08	0,03	1,73	0,19	1,84	1,65
	1 Tag	0,11	0,01	0,00	0,11	0,02	0,13	0,10	2,01	0,06	0,02	2,02	0,15	2,07	1,92
	3 Tage	0,11	0,01	0,00	0,11	0,01	0,11	0,10	2,10	0,15	0,05	2,07	0,38	2,31	1,93
	1 Woche	0,12	0,01	0,00	0,12	0,02	0,13	0,11	2,17	0,27	0,09	2,13	0,61	2,52	1,91
	2 Wochen	0,12	0,00	0,00	0,12	0,01	0,13	0,12	1,99	0,07	0,03	2,01	0,18	2,05	1,87
	4 Wochen	0,11	0,01	0,00	0,11	0,02	0,12	0,10	2,02	0,08	0,03	2,05	0,19	2,09	1,90
	8 Wochen	0,12	0,01	0,00	0,12	0,02	0,13	0,11	1,96	0,12	0,04	1,93	0,28	2,13	1,85
	16 Wochen	0,12	0,01	0,00	0,12	0,02	0,13	0,11	1,98	0,17	0,06	1,97	0,37	2,18	1,81
	32 Wochen	0,12	0,01	0,00	0,12	0,01	0,12	0,11	1,96	0,23	0,08	1,95	0,61	2,28	1,67
	52 Wochen	0,12	0,01	0,00	0,12	0,01	0,12	0,11	2,02	0,14	0,05	2,03	0,35	2,18	1,83

8.2.8 Biomechanische Testung der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins

		F max [N]							S max [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	53,57	8,49	3,00	52,24	20,23	65,01	44,78	0,61	0,14	0,05	0,59	0,38	0,80	0,42
	1 Tag	43,11	2,63	0,93	43,50	6,87	46,15	39,28	1,63	0,59	0,21	1,61	1,75	2,74	0,99
	3 Tage	36,92	9,25	3,27	40,85	21,21	43,60	22,39	1,26	0,25	0,09	1,32	0,74	1,59	0,85
	1 Woche	22,29	2,55	0,90	22,49	6,48	25,33	18,85	2,06	0,41	0,14	2,09	1,08	2,53	1,45
	2 Wochen	25,44	4,37	1,55	27,21	10,41	28,87	18,46	1,83	0,48	0,17	1,87	1,46	2,38	0,92
	4 Wochen	28,38	8,11	2,87	28,58	16,30	36,33	20,03	1,38	0,50	0,18	1,34	1,41	2,14	0,73
	8 Wochen	24,70	6,61	2,34	23,57	17,09	34,37	17,28	1,55	0,52	0,18	1,58	1,45	2,23	0,78
	16 Wochen	29,36	6,23	2,20	30,44	14,92	35,74	20,82	1,25	0,53	0,19	1,05	1,31	2,06	0,75
	32 Wochen	27,30	11,10	3,92	24,75	28,28	43,99	15,71	1,25	0,49	0,17	1,25	1,39	1,95	0,56
	52 Wochen	46,30	4,25	1,50	46,16	10,01	51,45	41,44	0,63	0,12	0,04	0,59	0,33	0,87	0,54

		Elastizitätsmodul [N/mm ²]							Biegefestigkeit [N/mm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	17282,8	1381,3	488,4	17402,7	4692,7	19612,0	14919,3	334,3	69,4	24,5	307,1	212,8	464,1	251,3
	1 Tag	12021,1	2397,5	847,6	12186,0	7373,2	14403,2	7030,0	205,2	38,7	13,7	216,7	106,1	253,8	147,7
	3 Tage	10511,7	4343,8	1535,8	12173,8	13144,3	14172,8	1028,5	210,7	48,5	17,2	217,1	153,2	276,3	123,1
	1 Woche	16624,1	2568,9	908,2	15933,7	8418,4	22506,1	14087,7	179,7	35,5	12,5	170,5	110,5	250,0	139,5
	2 Wochen	16599,2	2433,5	860,4	16386,4	6621,3	19793,5	13172,2	198,8	37,6	13,3	211,7	93,1	230,2	137,1
	4 Wochen	13549,6	3253,2	1150,2	13007,2	8310,6	18380,9	10070,3	181,1	30,4	10,8	188,1	92,6	214,8	122,2
	8 Wochen	15391,5	6047,8	2138,2	13716,2	16974,7	25427,3	8452,6	210,4	72,2	25,5	187,8	238,0	372,1	134,1
	16 Wochen	20653,4	11546,9	4082,5	15666,3	28280,5	40162,0	11881,5	222,6	63,9	22,6	204,3	186,4	340,7	154,3
	32 Wochen	16466,8	3056,6	1080,7	15896,6	7712,7	20434,0	12721,3	186,8	50,2	17,7	196,3	150,5	267,0	116,5
	52 Wochen	10810,9	2210,3	781,5	11715,0	5998,3	12688,5	6690,2	218,3	54,9	19,4	242,4	157,9	267,8	109,9

		Scherkraft [N]							Scherfestigkeit [N/mm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	278,9	64,6	16,2	278	205,2	369	163,8	88,7	20,1	5	89,4	65,4	117,5	52,1
	1 Tag	309,6	68,3	17,1	311,9	222,5	448,4	225,9	89,1	20,6	5,1	90,1	65,4	129,4	64
	3 Tage	265,3	59,1	14,8	238,7	179,1	369	189,9	78,7	18,5	4,6	69	61,2	116	54,8
	1 Woche	236,3	44,9	11,2	239,2	183	312,3	129,2	67,6	15,7	3,9	65,1	58,3	99,4	41,1
	2 Wochen	236,3	58,1	14,5	240,3	234,1	309,5	75,4	63,3	15,5	3,9	65	61,9	83,7	21,8
	4 Wochen	255	50,7	12,7	258,7	194,6	331,7	137,1	73,5	15,4	3,9	71,9	60,9	100,5	39,6
	8 Wochen	285,5	47,8	12	270,8	182,1	397,7	215,6	83,6	18,1	4,5	78	62,5	128,5	66
	16 Wochen	201,1	55	13,8	201,4	181,9	276,1	94,3	57,9	17,2	4,3	59,9	56,1	80,9	24,8
	32 Wochen	221,9	36,8	9,2	227,2	124,9	259	134,1	62,9	12,5	3,1	63,3	47,2	82,5	35,3
	52 Wochen	304,4	66,5	16,6	308,8	244,7	406,7	162	83,4	17,8	4,4	86,1	65,9	112,7	46,8

8.2.9 p-Werte der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins

	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
Kruskal-Wallis-Test	p<0,001	p=0,308	p=0,010	p<0,001	p<0,001	p=0,004	p<0,001	p<0,001	p=0,007	p=0,003	p<0,001

Mann-Whitney-U-Test												
Trocken	1 Tag	p<0,001	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis H-Test	p=0,832	p<0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,003	p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=1,000
	3 Tage	p=0,025		p=0,091	p=0,025	p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,175
	1 Woche	p=0,029		p=0,011	p=0,029	p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,115	p=0,001	p=0,007
	2 Wochen	p=0,001		p=0,011	p=0,001	p=0,002	p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,462	p=0,001	p=0,001
	4 Wochen	p=0,001		p=1,000	p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,002	p=0,036	p=0,001	p=0,021
	8 Wochen	p=0,001		p=0,091	p=0,001	p=0,087	p=0,001	p=0,001	p=0,002	p=0,345	p=0,006	p=0,327
	16 Wochen	p=0,001		p=0,011	p=0,001	p=0,087	p=0,011	p=0,001	p=0,002	p=0,529	p=0,009	p<0,001
	32 Wochen	p=0,001		p=0,091	p=0,001	p=0,001	p=0,035	p=0,001	p=0,005	p=0,529	p=0,001	p=0,001
	52 Wochen	p=0,001		p=0,035	p=0,001	p=0,001	p=0,003	p=0,091	p=0,674	p=0,001	p=0,002	p=0,396
1 Tag	3 Tage	p=0,053		p=0,398	p=0,053	p=0,832	p=0,091	p=0,056	p=0,156	p=0,600	p=0,793	p=0,105
	1 Woche	p=0,650		p=0,011	p=0,650	p=0,199	p=0,673	p=0,001	p=0,115	p=0,001	p=0,208	p=0,002
	2 Wochen	p=0,037		p=0,035	p=0,037	p=0,019	p=0,524	p=0,001	p=0,345	p=0,002	p=0,753	p=0,001
	4 Wochen	p=0,050		p=0,673	p=0,050	p=0,832	p=0,398	p=0,001	p=0,462	p=0,529	p=0,141	p=0,036
	8 Wochen	p=0,276		p=0,091	p=0,276	p=0,205	p=0,205	p=0,001	p=0,834	p=0,345	p=0,674	p=0,418
	16 Wochen	p=1,000		p=0,202	p=1,000	p=0,205	p=1,000	p=0,001	p=0,141	p=0,036	p=0,916	p<0,001
	32 Wochen	p=0,022		p=0,205	p=0,022	p=0,134	p=0,398	p=0,035	p=0,248	p=0,006	p=0,345	p<0,001
	52 Wochen	p=0,043		p=0,035	p=0,043	p=0,288	p=0,832	p=0,137	p=0,001	p=0,227	p=0,345	p=0,585
3 Tage	1 Woche	p=0,174		p=0,035	p=0,174	p=0,019	p=1,000	p=0,011	p=0,001	p=0,001	p=0,114	p=0,073
	2 Wochen	p=0,003		p=0,091	p=0,003	p=0,001	p=0,091	p=0,035	p=0,012	p=0,002	p=0,599	p=0,035
	4 Wochen	p=0,665		p=0,035	p=0,665	p=1,000	p=0,205	p=0,011	p=0,753	p=0,294	p=0,093	p=0,749
	8 Wochen	p=0,030		p=0,205	p=0,030	p=0,056	p=0,091	p=0,035	p=0,141	p=0,208	p=0,599	p=0,356
	16 Wochen	p=0,380		p=0,034	p=0,380	p=0,056	p=0,288	p=0,035	p=0,400	p=0,036	p=0,834	p=0,008
	32 Wochen	p=0,003		p=0,091	p=0,003	p=0,011	p=0,205	p=0,398	p=0,834	p=0,005	p=0,248	p=0,014
	52 Wochen	p=0,003		p=0,398	p=0,003	p=0,019	p=0,398	p=0,011	p=0,001	p=0,600	p=0,674	p=0,366

Fortsetzung 8.2.9 p-Werte der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins

		Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
1 Woche	2 Wochen	p=0,380	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal- Wallis-H- Test	p=0,673	p=0,380	p=0,137	p=0,398	p=0,091	p=0,345	p=0,753	p=0,345	p=0,734
	4 Wochen	p=0,288		p=0,035	p=0,288	p=0,035	p=0,398	p=0,288	p=0,016	p=0,093	p=0,674	p=0,181
	8 Wochen	p=0,669		p=0,205	p=0,669	p=1,000	p=0,091	p=0,673	p=0,074	p=0,345	p=0,294	p=0,005
	16 Wochen	p=0,663		p=0,395	p=0,663	p=0,832	p=0,091	p=0,035	p=0,012	p=0,834	p=0,115	p=0,187
	32 Wochen	p=0,188		p=0,673	p=0,188	p=0,521	p=0,137	p=0,398	p=0,010	p=0,753	p=0,529	p=0,429
	52 Wochen	p=0,392		p=0,673	p=0,392	p=0,669	p=0,398	p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,074	p=0,012
2 Wochen	4 Wochen	p=0,009		p=0,035	p=0,009	p=0,011	p=0,205	p=0,398	p=0,093	p=0,115	p=0,141	p=0,052
	8 Wochen	p=0,513		p=0,091	p=0,513	p=0,398	p=0,398	p=0,398	p=0,248	p=0,462	p=0,834	p=0,002
	16 Wochen	p=0,661		p=0,089	p=0,661	p=0,398	p=1,000	p=0,205	p=0,046	p=0,753	p=1,000	p=0,327
	32 Wochen	p=0,502		p=0,398	p=0,502	p=0,395	p=0,398	p=0,398	p=0,036	p=0,834	p=0,248	p=0,851
	52 Wochen	p=1,000		p=0,398	p=1,000	p=0,137	p=0,524	p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,208	p=0,002
4 Wochen	8 Wochen	p=0,288		p=0,011	p=0,288	p=0,035	p=0,205	p=0,398	p=0,462	p=0,600	p=0,529	p=0,175
	16 Wochen	p=0,191		p=0,034	p=0,191	p=0,056	p=1,000	p=1,000	p=0,599	p=0,141	p=0,208	p=0,018
	32 Wochen	p=0,005		p=0,091	p=0,005	p=0,005	p=0,398	p=1,000	p=0,600	p=0,103	p=0,834	p=0,050
	52 Wochen	p=0,011		p=0,091	p=0,011	p=0,091	p=0,673	p=0,001	p=0,002	p=0,172	p=0,093	p=0,083
8 Wochen	16 Wochen	p=0,663		p=0,671	p=0,663	p=0,524	p=0,673	p=0,205	p=0,294	p=0,401	p=0,674	p=0,001
	32 Wochen	p=0,276		p=0,205	p=0,276	p=0,671	p=1,000	p=0,673	p=0,208	p=0,529	p=0,834	p<0,001
	52 Wochen	p=0,832		p=0,673	p=0,832	p=0,673	p=0,398	p=0,001	p=0,001	p=0,172	p=0,294	p=0,572
16 Wochen	32 Wochen	p=0,365		p=0,089	p=0,365	p=0,521	p=1,000	p=0,398	p=1,000	p=0,916	p=0,345	p=0,497
	52 Wochen	p=0,663		p=0,395	p=0,663	p=0,832	p=0,669	p=0,001	p=0,003	p=0,012	p=0,834	p=0,001
32 Wochen	52 Wochen	p=0,513		p=0,673	p=0,513	p=0,054	p=0,398	p=0,011	p=0,005	p=0,001	p=0,248	p=0,001

8.2.10 Morphometrie der in die Rückenmuskulatur eingesetzten gammasterilisierten Pins

		Durchschnitt des Durchmessers [mm]							Längendifferenz Vorher-Nachher [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	1,9	0	0	1,9	0	1,9	1,9	-0,06	0,16	0,06	-0,1	0,45	0,2	-0,25
	1 Tag	2	0	0	2	0,1	2	1,9	0	0,24	0,09	0	0,9	0,5	-0,4
	3 Tage	2	0	0	2	0	2	2	0	0,37	0,13	0,05	1,3	0,5	-0,8
	1 Woche	2	0	0	2	0,1	2,1	2	0,13	0,91	0,32	0,25	2,7	1,7	-1
	2 Wochen	2	0	0	2	0,2	2,1	2	-0,07	0,54	0,19	0,1	1,6	0,2	-1,4
	4 Wochen	2	0	0	2	0	2	2	0,01	0,1	0,04	0	0,23	0,11	-0,12
	8 Wochen	2	0,1	0	2	0,2	2,1	2	-0,08	0,84	0,3	0,15	2,6	0,5	-2,1
	16 Wochen	2	0,1	0	2	0,1	2,1	2	0,01	1,36	0,51	-0,1	3,9	2,3	-1,6
	32 Wochen	2	0,1	0	2	0,2	2,2	2	0,15	0,92	0,33	-0,1	2,9	2,4	-0,5
	52 Wochen	2	0	0	2	0,1	2,1	2	-0,08	0,42	0,15	-0,15	1,35	0,85	-0,5

		Gewicht [g]							Fläche [cm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	0,2407	0,01	0,0035	0,2435	0,0254	0,2529	0,2275	2,89	0	0	2,89	0	2,89	2,89
	1 Tag	0,2069	0,0095	0,0034	0,2079	0,0328	0,2212	0,1884	3,08	0,1	0,03	3,14	0,25	3,14	2,89
	3 Tage	0,2106	0,0036	0,0013	0,2092	0,011	0,2188	0,2078	3,1	0,04	0,01	3,09	0,1	3,14	3,04
	1 Woche	0,229	0,0141	0,005	0,226	0,0421	0,2544	0,2123	3,17	0,07	0,03	3,14	0,21	3,35	3,14
	2 Wochen	0,2225	0,0199	0,007	0,2174	0,0536	0,2561	0,2025	3,2	0,16	0,06	3,14	0,53	3,57	3,04
	4 Wochen	0,204	0,0086	0,0033	0,2046	0,0257	0,2133	0,1876	3,16	0,03	0,01	3,14	0,08	3,22	3,14
	8 Wochen	0,207	0,0128	0,0045	0,2088	0,0403	0,2207	0,1804	3,19	0,17	0,06	3,14	0,57	3,61	3,04
	16 Wochen	0,2194	0,0198	0,0075	0,2144	0,0487	0,2434	0,1947	3,26	0,19	0,07	3,14	0,42	3,46	3,04
	32 Wochen	0,2001	0,0168	0,0059	0,1995	0,052	0,2217	0,1697	3,29	0,24	0,09	3,14	0,66	3,8	3,14
	52 Wochen	0,2025	0,0128	0,0045	0,2	0,03	0,22	0,19	3,28	0,12	0,04	3,25	0,27	3,41	3,14

		Volumen [ml]							Dichte [g/cm ³]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	0,12	0	0	0,12	0	0,12	0,12	2,08	0,09	0,03	2,1	0,22	2,18	1,96
	1 Tag	0,1	0,01	0	0,1	0,01	0,11	0,09	2,07	0,09	0,03	2,05	0,31	2,25	1,94
	3 Tage	0,1	0	0	0,1	0	0,1	0,1	2,08	0,03	0,01	2,09	0,09	2,11	2,02
	1 Woche	0,11	0	0	0,11	0,01	0,11	0,1	2,16	0,16	0,06	2,09	0,43	2,46	2,03
	2 Wochen	0,11	0	0	0,11	0,01	0,12	0,1	2,1	0,16	0,06	2,08	0,52	2,46	1,94
	4 Wochen	0,1	0	0	0,1	0	0,11	0,1	1,98	0,09	0,03	2	0,27	2,09	1,82
	8 Wochen	0,1	0,01	0	0,1	0,02	0,12	0,1	1,99	0,15	0,05	2,04	0,41	2,14	1,73
	16 Wochen	0,11	0,01	0	0,11	0,01	0,12	0,1	2,04	0,22	0,08	2,01	0,62	2,4	1,78
	32 Wochen	0,11	0,01	0	0,1	0,02	0,12	0,1	1,87	0,21	0,07	1,9	0,68	2,08	1,4
	52 Wochen	0,1	0	0	0,1	0,01	0,11	0,1	2	0,11	0,04	2,02	0,32	2,14	1,82

8.2.11 Biomechanische Testung der in die Rückenmuskulatur eingesetzten gammasterilisierten Pins

		F max [N]							S max [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	36,85	6,33	2,24	35,75	17,28	46,74	29,46	0,41	0,08	0,03	0,42	0,24	0,56	0,32
	1 Tag	23,62	3,67	1,3	21,9	9,42	29,26	19,84	0,31	0,08	0,03	0,3	0,24	0,46	0,22
	3 Tage	23,64	4,23	1,49	23,47	13,16	29,66	16,5	0,3	0,06	0,02	0,33	0,18	0,37	0,19
	1 Woche	13,36	1,54	0,54	13,06	4,72	15,91	11,19	0,48	0,08	0,03	0,46	0,23	0,65	0,42
	2 Wochen	13,45	3,38	1,19	14,14	10,01	18,46	8,45	0,51	0,16	0,06	0,48	0,41	0,76	0,35
	4 Wochen	16,55	6,82	2,58	13,55	15,91	24,16	8,25	0,42	0,09	0,03	0,45	0,22	0,53	0,31
	8 Wochen	14,78	2,24	0,79	13,95	6,09	17,87	11,78	0,52	0,16	0,06	0,56	0,42	0,69	0,27
	16 Wochen	14,39	3	1,13	13,75	8,25	18,66	10,41	0,37	0,12	0,04	0,32	0,26	0,5	0,24
	32 Wochen	10,97	7,11	2,51	8,15	17,87	22,78	4,91	0,47	0,17	0,06	0,47	0,52	0,76	0,24
	52 Wochen	24,99	4,85	1,71	23,18	12,77	31,82	19,05	0,43	0,08	0,03	0,42	0,27	0,61	0,34

		Elastizitätsmodul [N/mm²]							Biegefestigkeit [N/mm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	19211,8	1833,5	648,3	18779,7	4694,3	22238,4	17544,1	266,5	45,8	16,2	258,6	125	338,1	213,1
	1 Tag	15884,3	2721,4	962,2	15032,2	6669,9	20008,5	13338,6	155,1	23,4	8,3	147,4	69,6	195,9	126,3
	3 Tage	15654,7	4367,7	1544,2	14625,6	14756,2	25010,1	10253,9	153,3	27,4	9,7	151,2	83,1	193,6	110,5
	1 Woche	21822,6	1517,5	536,5	22485,1	4655,4	24059,2	19403,8	130,3	16	5,7	127	46,5	157	110,5
	2 Wochen	20984,9	2889,4	1021,6	20826,0	7404,0	24837,7	17433,7	129,9	34,5	12,2	126,2	102,9	182,2	79,3
	4 Wochen	15980,6	4252,2	1607,2	17850,7	10809,5	20956,9	10147,4	126,2	24,5	9,3	133,7	67,4	148,8	81,4
	8 Wochen	17772,2	6610,3	2337,1	17850,8	18321,8	27165,4	8843,6	130,4	32,2	11,4	132,8	92,2	176,4	84,2
	16 Wochen	28753,5	9904,1	3743,4	32595,3	23244,4	39845,2	16600,8	133,8	25,3	9,5	122,1	70,5	173,2	102,7
	32 Wochen	13398,6	3943,7	1394,3	14186,6	12214,7	18625,3	6410,6	84,1	34,6	12,2	80,5	108,6	145	36,4
	52 Wochen	10532,9	2337,1	826,3	9655,2	5711,3	14380,8	8669,5	149,5	31,1	11	139,5	79,3	197,6	118,3

		Scherkraft [N]							Scherfestigkeit [N/mm2]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	Trocken	193,4	32,7	8,2	193,1	132,2	267,1	134,9	66,8	11,3	2,8	66,7	45,7	92,3	46,6
	1 Tag	198,1	29,9	7,5	208,8	88,2	234,3	146,1	64,5	10,9	2,7	66,6	34,4	80,9	46,5
	3 Tage	197,3	62	15,5	192,5	200,1	305,8	105,7	63,6	19,6	4,9	62,9	63,7	97,3	33,6
	1 Woche	141	21,3	5,3	129,2	57,7	176,2	118,4	44,5	6,7	1,7	41,2	19,6	56,1	36,5
	2 Wochen	133,4	34,5	8,6	126,4	109	201,7	92,7	41,8	11,2	2,8	38	37	66,2	29,2
	4 Wochen	165,8	39,8	10,6	156,1	133	241,4	108,4	52,3	12,3	3,3	49,7	41,6	76,1	34,5
	8 Wochen	187,1	54,8	13,7	171	180,7	296	115,3	59,1	18,8	4,7	54,5	60,8	97,1	36,3
	16 Wochen	158,4	32,7	8,7	157,1	117	208,2	91,1	48,6	10,1	2,7	50	33,6	62,6	29
	32 Wochen	116,6	55,9	14	92,3	152	210,1	58,1	35,6	17,1	4,3	26,6	47,8	64,5	16,7
	52 Wochen	272,4	53,1	13,3	261,5	195,4	374,3	178,9	83,3	17,6	4,4	78,1	62,6	116,8	54,2

8.2.12 p-Werte der in die Rückenmuskulatur eingesetzten gammasterilisierten Pins

	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
Kruskal-Wallis-Test	p<0,001	p=0,667	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,027	p<0,001	p=0,003	p<0,001	p<0,001	p<0,001

Mann-Whitney-U-Test												
Trocken	1 Tag	p=0,001	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal- Wallis-H- Test	p=0,001	p=0,001	p=0,001	p=0,833	p=0,001	p=0,015	p=0,058	p=0,001	p=0,678
	3 Tage	p<0,001		p=0,001	p<0,001	p=0,001	p=0,672	p=0,001	p=0,027	p=0,027	p=0,001	p=0,572
	1 Woche	p<0,001		p=0,093	p<0,001	p=0,001	p=0,672	p=0,001	p=0,171	p=0,011	p=0,001	p<0,001
	2 Wochen	p<0,001		p=0,059	p<0,001	p=0,003	p=0,792	p=0,001	p=0,155	p=0,207	p=0,001	p<0,001
	4 Wochen	p<0,001		p=0,001	p<0,001	p=0,001	p=0,056	p=0,001	p=0,907	p=0,246	p=0,001	p=0,007
	8 Wochen	p<0,001		p=0,001	p<0,001	p=0,010	p=0,188	p=0,001	p=0,141	p=0,528	p=0,001	p=0,086
	16 Wochen	p<0,001		p=0,037	p<0,001	p=0,002	p=0,643	p=0,001	p=0,485	p=0,105	p=0,001	p<0,001
	32 Wochen	p<0,001		p=0,001	p<0,001	p=0,084	p=0,006	p=0,001	p=0,494	p=0,003	p=0,001	p<0,001
	52 Wochen	p<0,001		p=0,001	p<0,001	p=0,001	p=0,156	p=0,003	p=0,674	p=0,001	p=0,001	p=0,005
1 Tag	3 Tage	p=0,910		p=0,294	p=0,910	p=1,000	p=0,597	p=0,916	p=0,792	p=0,753	p=0,875	p=0,749
	1 Woche	p=0,045		p=0,003	p=0,045	p=0,020	p=0,205	p=0,001	p=0,003	p=0,001	p=0,036	p<0,001
	2 Wochen	p=0,091		p=0,115	p=0,091	p=0,034	p=0,712	p=0,001	p=0,003	p=0,012	p=0,141	p<0,001
	4 Wochen	p=0,019		p=0,487	p=0,019	p=0,318	p=0,092	p=0,132	p=0,020	p=0,817	p=0,083	p=0,008
	8 Wochen	p=0,091		p=0,834	p=0,091	p=0,267	p=0,400	p=0,001	p=0,031	p=0,345	p=0,172	p=0,187
	16 Wochen	p=0,058		p=0,355	p=0,058	p=0,036	p=0,487	p=0,001	p=0,270	p=0,005	p=0,083	p=0,001
	32 Wochen	p=0,019		p=0,401	p=0,019	p=0,057	p=0,021	p=0,016	p=0,059	p=0,401	p=0,002	p<0,001
	52 Wochen	p=0,001		p=0,399	p=0,001	p=0,370	p=0,206	p=0,431	p=0,010	p=0,012	p=0,674	p=0,003
3 Tage	1 Woche	p=0,009		p=0,002	p=0,009	p=0,013	p=0,597	p=0,001	p=0,001	p=0,011	p=0,052	p=0,005
	2 Wochen	p=0,054		p=0,529	p=0,054	p=0,006	p=0,833	p=0,001	p=0,002	p=0,016	p=0,141	p=0,001
	4 Wochen	p=0,007		p=0,203	p=0,007	p=0,154	p=0,015	p=0,064	p=0,037	p=1,000	p=0,105	p=0,114
	8 Wochen	p=0,054		p=0,753	p=0,054	p=0,137	p=0,293	p=0,002	p=0,024	p=0,345	p=0,141	p=0,474
	16 Wochen	p=0,052		p=0,728	p=0,052	p=0,012	p=0,602	p=0,004	p=0,486	p=0,005	p=0,203	p=0,028
	32 Wochen	p=0,006		p=0,208	p=0,006	p=0,019	p=0,004	p=0,009	p=0,052	p=0,401	p=0,005	p<0,001
	52 Wochen	p=0,001		p=0,246	p=0,001	p=0,597	p=0,058	p=0,563	p=0,002	p=0,010	p=0,753	p=0,005

Fortsetzung 8.2.12 p-Werte der der in die Rückenmuskulatur eingesetzten gammasterilisierten Pins

		Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
1 Woche	2 Wochen	p=0,945	keine Testung, da keine globale statistische Signifikanz im Kruskal- Wallis-H- Test	p=0,248	p=0,945	p=0,457	p=0,635	p=1,000	p=0,958	p=0,562	p=0,833	p=0,200
	4 Wochen	p=0,298		p=0,002	p=0,299	p=0,079	p=0,011	p=0,643	p=0,353	p=0,005	p=0,817	p=0,074
	8 Wochen	p=0,945		p=0,006	p=0,945	p=0,154	p=0,114	p=0,074	p=0,207	p=0,126	p=0,753	p=0,018
	16 Wochen	p=0,368		p=0,355	p=0,368	p=0,685	p=0,297	p=0,602	p=0,198	p=0,523	p=0,954	p=0,146
	32 Wochen	p=0,214		p=0,004	p=0,214	p=0,712	p=0,004	p=0,093	p=1,000	p=0,001	p=0,012	p=0,038
	52 Wochen	p=0,008		p=0,006	p=0,008	p=0,102	p=0,031	p=0,001	p=0,127	p=0,001	p=0,294	p<0,001
2 Wochen	4 Wochen	p=0,601		p=0,043	p=0,602	p=0,158	p=0,056	p=0,487	p=0,223	p=0,037	p=0,908	p=0,029
	8 Wochen	p=1,000		p=0,093	p=1,000	p=0,202	p=0,343	p=0,400	p=0,674	p=0,293	p=0,916	p=0,004
	16 Wochen	p=0,614		p=0,563	p=0,614	p=0,725	p=0,418	p=0,487	p=0,163	p=0,224	p=0,908	p=0,096
	32 Wochen	p=0,365		p=0,046	p=0,365	p=0,915	p=0,010	p=0,141	p=0,875	p=0,002	p=0,021	p=0,083
	52 Wochen	p=0,058		p=0,045	p=0,058	p=0,222	p=0,172	p=0,001	p=0,318	p=0,001	p=0,294	p<0,001
4 Wochen	8 Wochen	p=0,395		p=0,355	p=0,361	p=0,860	p=0,487	p=1,000	p=0,132	p=0,772	p=0,685	p=0,418
	16 Wochen	p=0,731		p=0,180	p=0,732	p=0,092	p=0,749	p=0,848	p=0,442	p=0,029	p=0,565	p=0,491
	32 Wochen	p=0,695		p=0,563	p=0,695	p=0,261	p=0,223	p=0,043	p=0,602	p=0,297	p=0,037	p=0,006
	52 Wochen	p=0,016		p=0,642	p=0,027	p=0,770	p=0,685	p=0,073	p=0,862	p=0,021	p=0,165	p<0,001
8 Wochen	16 Wochen	p=0,614		p=0,271	p=0,614	p=0,222	p=0,772	p=0,817	p=0,042	p=0,064	p=0,908	p=0,157
	32 Wochen	p=0,365		p=0,345	p=0,365	p=0,244	p=0,188	p=0,093	p=0,345	p=0,156	p=0,021	p=0,002
	52 Wochen	p=0,026		p=0,342	p=0,026	p=0,792	p=0,916	p=0,001	p=0,172	p=0,036	p=0,294	p=0,001
16 Wochen	32 Wochen	p=0,899		p=0,105	p=0,899	p=0,816	p=0,297	p=0,105	p=0,417	p=0,003	p=0,015	p=0,034
	52 Wochen	p=0,768		p=0,081	p=0,768	p=0,092	p=0,862	p=0,001	p=0,417	p=0,001	p=0,203	p<0,001
32 Wochen	52 Wochen	p=0,356		p=0,833	p=0,356	p=0,225	p=0,207	p=0,007	p=0,495	p=0,074	p=0,005	p<0,001

8.3 Ergebnisvergleich aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins

	Durchmesser		Längenzunahme		Gewicht		Fläche	
Trocken	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,356	(a>g) = 50%, (a=g) =33%	p=0,003	(a>g) = 91,7%	p=0,002	(a>g) = 100%
1 Tag	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,385	(a>g) = 50%, (a=g) =16,7%	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,002	(a>g) = 100%
3 Tage	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,505	(a>g) =33,3%	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,002	(a>g) = 100%
1 Woche	p=0,005	(a>g) = 83,3%	p=0,504	(a>g) = 50%, (a=g) =8,3%	p=0,008	(a>g) = 83,3%	p=0,005	(a>g) = 83,3%
2 Wochen	p=0,003	(a>g) = 91,7%	p=0,858	(a>g) = 41,6%	p=0,099	(a>g) = 75%	p=0,003	(a>g) = 91,7%
4 Wochen	p=0,003	(a>g) = 100%	p=0,037	(a>g) = 63,6%, (a=g) =9,1%	p=0,004	(a>g) = 90,9% (a=g) = 9,1%	p=0,003	(a>g) = 100%
8 Wochen	p=0,013	(a>g) = 83,3%; (a=g) = 8,3%	p=0,347	(a>g) = 58,3%, (a=g) =8,3%	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,015	(a>g) = 83,3%
16 Wochen	p=0,016	(a>g) = 80,0%	p=0,202	(a>g) = 70,0%	p=0,575	(a>g) = 50,0%	p=0,016	(a>g) = 80,0%
32 Wochen	p=0,032	(a>g) = 75%; (a=g) = 8,3%	p=1,000	(a>g) = 58,3%	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,032	(a>g) = 75% (a=g) = 8,3%
52 Wochen	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,610	(a>g) = 41,6%	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,002	(a>g) = 100%

	Volumen		Dichte		F max		S max	
Trocken	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,002	(a>g) = 0%	p=0,003	(a>g) = 91,7%	p=0,002	(a>g) = 100%
1 Tag	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,255	(a>g) =33,3%	p=0,003	(a>g) = 91,7%	p=0,002	(a>g) = 100%
3 Tage	p=0,005	(a>g) = 83,3%	p=0,594	(a>g) = 41,6%, (a=g) =8,3%	p=0,005	(a>g) = 83,3%	p=0,002	(a>g) = 100%
1 Woche	p=0,006	(a>g) = 83,3%, (a=g) =8,3%	p=0,753	(a>g) = 41,6%	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,002	(a>g) = 100%
2 Wochen	p=0,003	(a>g) = 100%	p=0,029	(a>g) =18,2%	p=0,003	(a>g) = 100%	p=0,003	(a>g) = 100%
4 Wochen	p=0,005	(a>g) = 90,9%	p=0,894	(a>g) = 45,5%	p=0,005	(a>g) = 100%	p=0,005	(a>g) = 100%
8 Wochen	p=0,023	(a>g) = 83,3%	p=1,000	(a>g) = 58,3%	p=0,003	(a>g) = 100%	p=0,003	(a>g) = 100%
16 Wochen	p=0,017	(a>g) = 80,0%	p=0,126	(a>g) = 20%	p=0,008	(a>g) = 100%	p=0,008	(a>g) = 100%
32 Wochen	p=0,023	(a>g) = 83,3%	p=0,308	(a>g) = 58,3%	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,002	(a>g) = 100%
52 Wochen	p=0,002	(a>g) = 100%	p=0,637	(a>g) = 41,6%	p=0,010	(a>g) = 90,9%	p=0,182	(a>g) =72,7 %

	Emodul		Biegefestigkeit		Scherfestigkeit	
Trocken	p=0,005	(a>g) = 16,7%	p=0,005	(a>g) = 83,3%	p<0,001	(a>g) = 91,7%
1 Tag	p=0,010	(a>g) = 16,7%	p=0,012	(a>g) = 83,3%	p<0,001	(a>g) = 87,5%
3 Tage	p=0,010	(a>g) = 16,7%	p=0,010	(a>g) = 91,7%	p=0,006	(a>g) = 75,0%
1 Woche	p=0,002	(a>g) = 0%	p=0,002	(a>g) = 100%	p<0,001	(a>g) = 95,8%
2 Wochen	p=0,006	(a>g) = 9,1%	p=0,003	(a>g) = 100%	p<0,001	(a>g) = 91,7%
4 Wochen	p=0,028	(a>g) = 20%	p=0,005	(a>g) = 100%	p<0,001	(a>g) = 90,9%
8 Wochen	p=0,091	(a>g) = 27,3%	p=0,003	(a>g) = 100%	p<0,001	(a>g) = 87,5%
16 Wochen	p=0,441	(a>g) = 33,3 %	p=0,008	(a>g) = 100%	p=0,005	(a>g) =81,8%
32 Wochen	p=0,071	(a>g) = 75% (a=g) = 8,3%	p=0,002	(a>g) = 100%	p<0,001	(a>g) = 95,8%
52 Wochen	p=0,477	(a>g) = 54,5%	p=0,248	(a>g) = 63,6%	p=1,000	(a>g) = 50%; (a=g) = 4,2%

8.4 Ergebnisvergleich der p-Werte der in das Femur eingesetzten autoklavierten und gammasterilisierten Pins

	Durchmesser		Längenzunahme		Gewicht		Fläche	
Trocken	p=0,059	(a>g) = 100%	p=1,000	(a>g) = 50,0%	p=0,068	(a>g) = 0%	p=0,059	(a>g) = 100%
1 Tag	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,705	(a>g) = 25%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,068	(a>g) = 100%
3 Tage	p=0,066	(a>g) = 100%	p=0,461	(a>g) = 25%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,066	(a>g) = 100%
1 Woche	p=0,066	(a>g) = 100%	p=0,285	(a>g) = 50%; (a=g) =25%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,068	(a>g) = 100%
2 Wochen	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,593	(a>g) = 33,3%	p=0,357	(a>g) = 75,0%	p=0,068	(a>g) = 100%
4 Wochen	p=0,066	(a>g) = 100%	p=0,465	(a>g) = 50,0%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,068	(a>g) = 100%
8 Wochen	p=0,450	(a>g) = 75,0%	p=0,461	(a>g) = 50,0%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,715	(a>g) = 75,0%
16 Wochen	p=0,102	(a>g) = 100%	p=0,109	(a>g) = 100%	p=0,593	(a>g) = 33,3 %	p=0,102	(a>g) = 100%
32 Wochen	p=0,593	(a>g) = 50%; (a=g) =25%	p=0,465	(a>g) = 50,0%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,593	(a>g) = 50%, (a=g) =25%
52 Wochen	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,715	(a>g) = 50,0%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,068	(a>g) = 100%

	Volumen		Dichte		F max		S max	
Trocken	p=0,063	(a>g) = 100%	p=0,066	(a>g) = 0%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,068	(a>g) = 100%
1 Tag	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,715	(a>g) = 25%	p=0,144	(a>g) = 75,0%	p=0,068	(a>g) = 100%
3 Tage	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,465	(a>g) = 50%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,068	(a>g) = 100%
1 Woche	p=0,144	(a>g) = 75,0%	p=0,715	(a>g) = 25%	p=0,066	(a>g) = 100%	p=0,068	(a>g) = 100%
2 Wochen	p=0,109	(a>g) = 100%	p=0,109	(a>g) = 0%	p=0,109	(a>g) = 100%	p=0,109	(a>g) = 100%
4 Wochen	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,715	(a>g) = 25%	p=0,109	(a>g) = 100%	p=0,109	(a>g) = 100%
8 Wochen	p=0,465	(a>g) = 75,0%	p=0,465	(a>g) = 75,0%	p=0,109	(a>g) = 100%	p=0,109	(a>g) = 100%
16 Wochen	p=0,109	(a>g) = 100%	p=0,109	(a>g) = 0%	p=0,180	(a>g) = 100%	p=0,180	(a>g) = 100%
32 Wochen	p=0,465	(a>g) = 75,0%	p=0,144	(a>g) = 75,0%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,068	(a>g) = 100%
52 Wochen	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,144	(a>g) = 25%	p=0,285	(a>g) = 66,7%	p=0,285	(a>g) = 33,3 %

	Emodul		Biegefestigkeit		Scherfestigkeit	
Trocken	p=0,068	(a>g) = 0%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,012	(a>g) = 100%
1 Tag	p=0,273	(a>g) = 25%	p=0,273	(a>g) = 75,0%	p=0,069	(a>g) = 75,0%
3 Tage	p=0,068	(a>g) = 0%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,674	(a>g) = 50%
1 Woche	p=0,068	(a>g) = 0%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,012	(a>g) = 100%
2 Wochen	p=0,109	(a>g) = 0%	p=0,109	(a>g) = 100%	p=0,161	(a>g) = 87,5%
4 Wochen	p=0,109	(a>g) = 0%	p=0,109	(a>g) = 100%	p=0,012	(a>g) = 100%
8 Wochen	p=0,285	(a>g) = 33,3 %	p=0,109	(a>g) = 100%	p=0,036	(a>g) = 87,5%
16 Wochen	p=0,655	(a>g) = 50%	p=0,180	(a>g) = 100%	p=0,011	(a>g) = 100%
32 Wochen	p=0,273	(a>g) = 75,0%	p=0,068	(a>g) = 100%	p=0,012	(a>g) = 100%
52 Wochen	p=0,285	(a>g) = 33,3 %	p=0,593	(a>g) = 33,3 %	p=0,889	(a>g) = 50%

8.5 Ergebnisvergleich der p-Werte der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten und gammasterilisierten Pins

	Durchmesser		Längenzunahme		Gewicht		Fläche	
Trocken	p=0,010	(a>g) = 100%	p=0,356	(a>g) = 75,0%	p=0,017	(a>g) = 12,5%	p=0,010	(a>g) = 100%
1 Tag	p=0,011	(a>g) = 100%	p=0,345	(a>g) = 62,5%; (a=g) =25%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,011	(a>g) = 100%
3 Tage	p=0,011	(a>g) = 100%	p=0,528	(a>g) = 37,5%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,011	(a>g) = 100%
1 Woche	p=0,027	(a>g) = 75,0%; (a=g) =25%	p=0,944	(a>g) = 50,0%	p=0,050	(a>g) = 75,0%, (a=g) =25%	p=0,027	(a>g) = 75,0%, (a=g) =25%
2 Wochen	p=0,017	(a>g) =87,5%	p=0,440	(a>g) = 50,0%	p=0,141	(a>g) = 75,0%	p=0,017	(a>g) =87,5%
4 Wochen	p=0,018	(a>g) = 100%	p=0,075	(a>g) = 71,4%; (a=g) =14,3%	p=0,028	(a>g) =85,7%	p=0,017	(a>g) = 100%
8 Wochen	p=0,018	(a>g) =87,5%; (a=g) =12,5%	p=0,610	(a>g) =62,5%; (a=g) =12,5%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,017	(a>g) =85,7%
16 Wochen	p=0,062	(a>g) = 71,4%	p=0,735	(a>g) = 57,1%	p=0,310	(a>g) = 57,1%	p=0,062	(a>g) = 71,4%
32 Wochen	p=0,033	(a>g) =87,5%	p=0,441	(a>g) = 62,5%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,033	(a>g) =85,7%
52 Wochen	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,362	(a>g) = 37,5%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,012	(a>g) = 100%

	Volumen		Dichte		F max		S max	
Trocken	p=0,011	(a>g) = 100%	p=0,012	(a>g) = 0%	p=0,017	(a>g) =87,5%	p=0,012	(a>g) = 100%
1 Tag	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,208	(a>g) = 37,5%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,012	(a>g) = 100%
3 Tage	p=0,035	(a>g) = 75,0%	p=1,000	(a>g) = 37,5% (a=g) =12,5%	p=0,036	(a>g) = 75,0%	p=0,012	(a>g) = 100%
1 Woche	p=0,018	(a>g) =87,5% (a=g) =12,5%	p=0,673	(a>g) = 50,0%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,012	(a>g) = 100%
2 Wochen	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,123	(a>g) = 25%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,012	(a>g) = 100%
4 Wochen	p=0,028	(a>g) =85,7%, (a=g) =14,3%	p=0,612	(a>g) = 57,1%	p=0,018	(a>g) = 100%	p=0,018	(a>g) = 100%
8 Wochen	p=0,025	(a>g) =85,7%	p=0,575	(a>g) = 50,0%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,012	(a>g) = 100%
16 Wochen	p=0,091	(a>g) = 71,4%	p=0,553	(a>g) =28,6%	p=0,018	(a>g) = 100%	p=0,018	(a>g) = 100%
32 Wochen	p=0,035	(a>g) =85,7%	p=1,000	(a>g) = 50,0%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,012	(a>g) = 100%
52 Wochen	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,779	(a>g) = 50,0%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,017	(a>g) =85,7%

	Emodul		Biegefestigkeit		Scherfestigkeit	
Trocken	p=0,036	(a>g) = 25%	p=0,036	(a>g) = 75,0%	p=0,001	(a>g) = 87,5%
1 Tag	p=0,017	(a>g) = 12,5%	p=0,025	(a>g) = 87,5%	p=0,001	(a>g) = 93,8%
3 Tage	p=0,069	(a>g) = 25%	p=0,036	(a>g) = 87,5%	p=0,001	(a>g) = 87,5%
1 Woche	p=0,012	(a>g) = 0%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,001	(a>g) = 93,8%
2 Wochen	p=0,025	(a>g) = 12,5%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,002	(a>g) = 93,8%
4 Wochen	p=0,063	(a>g) = 28,6%	p=0,018	(a>g) = 100%	p=0,005	(a>g) = 85,7%
8 Wochen	p=0,208	(a>g) = 25%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,001	(a>g) = 85,7%
16 Wochen	p=0,310	(a>g) =28,6%	p=0,018	(a>g) = 100%	p=0,198	(a>g) = 71,4%
32 Wochen	p=0,123	(a>g) = 75,0%	p=0,012	(a>g) = 100%	p=0,001	(a>g) = 93,8%
52 Wochen	p=0,889	(a>g) = 62,5%	p=0,069	(a>g) = 75,0%	p=0,820	(a>g) = 50%; (a=g) = 6,3%

8.6 Ergebniszusammenfassung aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins

8.6.1 Ergebniszusammenfassung der Morphometrie aller autoklavierten Pins

		Durchschnitt des Durchmessers [mm]							Längendifferenz Vorher-Nachher [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	2	0	0	2	0	2	2	-0,06	0,1	0,03	0	0,3	0,05	-0,25
	B	2,1	0,1	0	2,1	0,2	2,2	2	0,15	0,74	0,1	0	4,8	2,9	-1,9
	C	2,1	0,1	0	2,1	0,4	2,2	1,8	0,17	1,78	0,26	0	12,1	9,4	-2,7

		Gewicht [g]							Fläche [cm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	0,2181	0,009	0,0026	0,216	0,0266	0,2311	0,2045	3,16	0,03	0,01	3,14	0,05	3,19	3,14
	B	0,2333	0,021	0,0027	0,2287	0,1082	0,3155	0,2073	3,52	0,2	0,03	3,46	0,78	3,92	3,14
	C	0,2245	0,0237	0,0034	0,2286	0,1495	0,2536	0,1041	3,51	0,29	0,04	3,57	1,16	3,8	2,64

		Volumen [ml]							Dichte [g/cm³]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	0,13	0	0	0,13	0	0,13	0,13	1,72	0,08	0,02	1,71	0,22	1,84	1,62
	B	0,11	0,01	0	0,11	0,03	0,13	0,1	2,04	0,15	0,02	2,03	0,8	2,52	1,72
	C	0,11	0,01	0	0,12	0,07	0,13	0,06	1,97	0,19	0,03	1,95	0,89	2,56	1,67

8.6.2 Ergebniszusammenfassung der biomechanischen Testung aller autoklavierten Pins

		F max [N]							S max [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	55,24	9,1	2,63	53,91	27,49	72,27	44,78	0,62	0,14	0,04	0,59	0,38	0,8	0,42
	B	31,24	9,46	1,22	28,87	28,28	46,74	18,46	1,67	0,53	0,07	1,64	2,01	2,74	0,73
	C	28,64	11,22	1,64	26,91	42,81	51,45	8,64	1,14	0,51	0,07	0,89	1,69	2,23	0,54

		Elastizitätsmodul [N/mm²]							Biegefestigkeit [N/mm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	17327,2	1250,9	361,1	17402,7	4692,7	19612,0	14919,3	346,2	66,8	19,3	319,4	212,8	464,1	251,3
	B	13924,8	3671,4	474,0	14130,3	21477,6	22506,1	1028,5	197,2	37,6	4,9	202	154,1	276,3	122,2
	C	14674,3	7483,0	1091,5	12688,5	36444,8	40162,0	3717,2	194,5	61,7	9	195,1	293,6	372,1	78,5

		Scherkraft [N]							Scherfestigkeit [N/mm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	279,6	57,8	11,8	278	205,2	369	163,8	88,8	18,1	3,7	89,4	65,4	117,5	52,1
	B	259,7	60,4	5,5	251,5	373	448,4	75,4	73,9	18,4	1,7	69,5	107,6	129,4	21,8
	C	236,7	76,5	7,8	234,9	391,2	431,7	40,5	68,4	21,6	2,2	66,5	113,1	128,5	15,4

8.6.4 Ergebniszusammenfassung der Morphometrie aller gammasterilisierten Pins

		Durchschnitt des Durchmessers [mm]							Längendifferenz Vorher-Nachher [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	1,9	0	0	1,9	0	1,9	1,9	0,04	0,13	0,04	0,05	0,45	0,25	-0,2
	B	2	0	0	2	0,2	2,1	1,9	0,04	0,49	0,06	0	3,3	1,6	-1,7
	C	2	0,1	0	2	0,7	2,2	1,5	0,62	2,72	0,4	0,1	17,4	15	-2,4

		Gewicht [g]							Fläche [cm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	0,2416	0,009	0,0026	0,2434	0,0266	0,2541	0,2275	2,87	0,02	0,01	2,89	0,05	2,89	2,84
	B	0,2138	0,0156	0,002	0,2109	0,0796	0,2561	0,1765	3,15	0,09	0,01	3,14	0,68	3,57	2,89
	C	0,2063	0,0871	0,0128	0,202	0,671	0,741	0,07	3,14	0,4	0,06	3,14	2,11	3,8	1,69

		Volumen [ml]							Dichte [g/cm ³]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	0,12	0	0	0,12	0	0,12	0,11	2,1	0,08	0,02	2,1	0,26	2,22	1,96
	B	0,1	0	0	0,1	0,02	0,12	0,09	2,07	0,13	0,02	2,06	0,7	2,46	1,76
	C	0,1	0,02	0	0,1	0,1	0,13	0,03	2,08	0,9	0,13	1,96	6,51	7,91	1,4

8.6.5 Ergebniszusammenfassung der biomechanischen Testung aller gammasterilisierten Pins

		F max [N]							S max [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	36,3	5,28	1,52	35,75	17,28	46,74	29,46	0,4	0,07	0,02	0,39	0,24	0,56	0,32
	B	18,34	6,16	0,82	18,46	22,98	31,23	8,25	0,4	0,13	0,02	0,37	0,61	0,8	0,19
	C	14,81	7,38	1,13	13,75	29,46	31,82	2,36	0,45	0,16	0,02	0,44	0,72	0,86	0,14

		Elastizitätsmodul [N/mm ²]							Biegefestigkeit [N/mm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	19716,6	1956,1	564,7	19520,7	5229,6	22773,7	17544,1	264,8	37,9	10,9	258,6	125	338,1	213,1
	B	18012,2	4093,4	542,2	18132,2	15464,9	25612,3	10147,4	139,2	28,1	3,7	135,6	119,5	198,8	79,3
	C	15902,0	8413,1	1283,0	14048,6	34833,1	39845,2	5012,1	116,5	47,6	7,3	118,3	222,5	246,9	24,4

		Scherkraft [N]							Scherfestigkeit [N/mm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	188,8	31,5	6,4	187,9	132,2	267,1	134,9	65,7	10,8	2,2	65,6	45,7	92,3	46,6
	B	166,7	52,6	4,8	157,1	278,3	370,6	92,3	53,1	17,2	1,6	49,8	88,8	118	29,2
	C	161,3	83,4	8,6	155,6	366,7	374,3	7,7	51,4	26,9	2,8	50,7	114,2	116,8	2,6

8.6.3 Ergebniszusammenfassung der p-Werte aller autoklavierten Pins

	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biege- festigkeit	Scher- festigkeit
Kruskal-Wallis-H-Test	p<0,001	p=0,531	p=0,029	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,008	p<0,001	p<0,001

Mann-Whitney-U-Test

Zeitraum A vs. B	p<0,001	Kruskal - Wallis-H- Test	p=0,004	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,001	p<0,001	p<0,001
Zeitraum A vs. C	p<0,001		p=0,070	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,014	p<0,001	p<0,001
Zeitraum B vs. C	p=0,540		p=0,432	p=0,531	p=0,667	p=0,016	p=0,187	p<0,001	p=0,607	p=0,547	p=0,049

8.6.6 Ergebniszusammenfassung der p-Werte aller gammasterilisierten Pins

	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biege- festigkeit	Scher- festigkeit
Kruskal-Wallis-H-Test	p<0,001	p=0,210	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,001	p<0,001	p=0,193	p=0,001	p<0,001	p=0,001

Mann-Whitney-U-Test

Zeitraum A vs. B	p<0,001	Kruskal - Wallis-H- Test	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,115	p<0,001	Kruskal - Wallis-H- Test	p=0,200	p<0,001	p<0,001
Zeitraum A vs. C	p<0,001		p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,004	p<0,001		p=0,003	p<0,001	p=0,003
Zeitraum B vs. C	p=0,097		p=0,003	p=0,115	p=0,992	p=0,001	p=0,015		p=0,003	p=0,005	p=0,448

8.7.1 Ergebniszusammenfassung der Morphometrie der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins

		Durchschnitt des Durchmessers [mm]							Längendifferenz Vorher-Nachher [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	2	0	0	2	0	2	2	-0,05	0,09	0,05	-0,05	0,2	0,05	-0,15
	B	2,1	0,1	0	2,1	0,2	2,2	2	0,08	0,6	0,13	0	3,2	2	-1,2
	C	2	0,1	0	2,1	0,4	2,2	1,8	0,53	2,74	0,69	0,05	11,8	9,4	-2,4

		Gewicht [g]							Fläche [cm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	0,2133	0,009	0,0045	0,2124	0,0195	0,224	0,2045	3,15	0,02	0,01	3,14	0,05	3,19	3,14
	B	0,2321	0,0173	0,0039	0,2285	0,0753	0,2826	0,2073	3,55	0,21	0,05	3,55	0,78	3,92	3,14
	C	0,2065	0,0309	0,0077	0,2088	0,1378	0,2419	0,1041	3,3	0,34	0,09	3,38	1,16	3,8	2,64

		Volumen [ml]							Dichte [g/cm ³]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	0,13	0	0	0,13	0	0,13	0,13	1,69	0,07	0,03	1,69	0,14	1,76	1,62
	B	0,12	0,01	0	0,11	0,03	0,13	0,1	2,01	0,13	0,03	1,98	0,5	2,22	1,72
	C	0,11	0,02	0	0,11	0,07	0,13	0,06	1,96	0,23	0,06	1,88	0,86	2,56	1,7

8.7.2 Ergebniszusammenfassung der biomechanischen Testung der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins

		F max [N]							S max [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	58,57	10,64	5,32	56,37	22,98	72,27	49,29	0,62	0,16	0,08	0,61	0,3	0,79	0,49
	B	31,26	9,28	2,07	29,75	26,71	46,74	20,03	1,75	0,53	0,12	1,76	2,01	2,74	0,73
	C	21,65	7,8	2,01	19,05	27,89	36,53	8,64	1,09	0,45	0,12	0,89	1,52	2,06	0,54

		Elastizitätsmodul[N/mm ²]							Biegefestigkeit [N/mm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	17416,0	1127,1	563,5	17637,9	2292,3	18340,2	16048,0	370,1	63	31,5	358,8	135	448,8	313,8
	B	14052,2	3418,9	764,5	14378,7	9631,1	18380,9	8749,8	201,5	35,7	8	201,7	123	250,6	127,5
	C	12207,4	7369,6	1902,8	11493,1	25659,4	29376,6	3717,2	162,3	54,9	14,2	156,4	165,5	244,1	78,5

		Scherkraft [N]							Scherfestigkeit [N/mm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	281	45,1	16	282,6	116,7	343,9	227,2	89	14,7	5,2	89,1	37,2	109,5	72,3
	B	258	58,7	9,3	254,9	240,9	378,6	137,7	72,7	17,1	2,7	71,2	79,8	117	37,2
	C	203,7	84,1	14,9	193,2	391,2	431,7	40,5	61,3	23,4	4,1	58,9	103,5	118,9	15,4

8.7.3 Ergebniszusammenfassung der Morphometrie der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins

		Durchschnitt des Durchmessers [mm]							Längendifferenz Vorher-Nachher [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	2	0	0	2	0	2	2	-0,06	0,12	0,04	0	0,25	0	-0,25
	B	2,1	0,1	0	2,1	0,2	2,2	2	0,18	0,81	0,13	0,07	4,8	2,9	-1,9
	C	2,1	0,1	0	2,2	0,2	2,2	2	-0,02	1,03	0,18	0	4,4	1,7	-2,7

		Gewicht [g]							Fläche [cm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	0,2205	0,0085	0,003	0,2198	0,0199	0,2311	0,2112	3,17	0,03	0,01	3,17	0,05	3,19	3,14
	B	0,2339	0,0228	0,0036	0,229	0,1077	0,3155	0,2078	3,5	0,19	0,03	3,46	0,66	3,8	3,14
	C	0,2334	0,0119	0,0021	0,2354	0,0494	0,2536	0,2042	3,62	0,19	0,03	3,69	0,55	3,8	3,25

		Volumen [ml]							Dichte [g/cm³]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	0,13	0	0	0,13	0	0,13	0,13	1,74	0,08	0,03	1,73	0,19	1,84	1,65
	B	0,11	0,01	0	0,11	0,03	0,13	0,1	2,06	0,16	0,02	2,03	0,65	2,52	1,87
	C	0,12	0,01	0	0,12	0,02	0,13	0,11	1,98	0,16	0,03	1,97	0,61	2,28	1,67

8.7.4 Ergebniszusammenfassung der biomechanischen Testung der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins

		F max [N]							S max [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	53,57	8,49	3	52,24	20,23	65,01	44,78	0,61	0,14	0,05	0,59	0,38	0,8	0,42
	B	31,23	9,67	1,53	28,19	27,69	46,15	18,46	1,63	0,53	0,08	1,6	2,01	2,74	0,73
	C	31,91	11,16	1,97	30,44	35,74	51,45	15,71	1,17	0,54	0,1	0,92	1,69	2,23	0,54

		Elastizitätsmodul [N/mm²]							Biegefestigkeit [N/mm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	17282,8	1381,3	488,4	17402,7	4692,7	19612,0	14919,3	334,3	69,4	24,5	307,1	212,8	464,1	251,3
	B	13861,1	3832,1	605,9	14130,3	21477,6	22506,1	1028,5	195,1	38,7	6,1	202	154,1	276,3	122,2
	C	15830,7	7364,6	1301,9	13245,8	33471,8	40162,0	6690,2	209,5	59,6	10,5	199,2	262,2	372,1	109,9

		Scherkraft [N]							Scherfestigkeit [N/mm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	278,9	64,6	16,2	278	205,2	369	163,8	88,7	20,1	5	89,4	65,4	117,5	52,1
	B	260,5	61,6	6,9	249,7	373	448,4	75,4	74,4	19,1	2,1	69,4	107,6	129,4	21,8
	C	253,2	67,2	8,4	250,5	312,5	406,7	94,3	72	20	2,5	72,2	103,7	128,5	24,8

8.7.5 Ergebniszusammenfassung der Morphometrie der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins

		Durchschnitt des Durchmessers [mm]							Längendifferenz Vorher-Nachher [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	1,9	0	0	1,9	0	1,9	1,9	0	0	0	0	0	0	0
	B	2	0	0	2	0,1	2,1	2	0,14	0,49	0,11	-0,01	2	1,6	-0,4
	C	1,9	0,2	0,1	1,9	0,7	2,2	1,5	1,9	4,41	1,14	0,2	15,2	15	-0,2

		Gewicht [g]							Fläche [cm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	0,2433	0,0078	0,0039	0,2407	0,0165	0,2541	0,2376	2,84	0	0	2,84	0	2,84	2,84
	B	0,2117	0,0165	0,0037	0,2111	0,0755	0,252	0,1765	3,16	0,07	0,01	3,14	0,31	3,35	3,04
	C	0,205	0,1543	0,0398	0,1747	0,671	0,741	0,07	2,91	0,6	0,15	2,94	2	3,69	1,69

		Volumen [ml]							Dichte [g/cm ³]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	0,11	0	0	0,11	0	0,12	0,11	2,14	0,06	0,03	2,12	0,14	2,22	2,08
	B	0,1	0	0	0,1	0,01	0,11	0,1	2,05	0,13	0,03	2,03	0,59	2,35	1,76
	C	0,09	0,03	0,01	0,09	0,1	0,13	0,03	2,3	1,56	0,4	1,9	6,34	7,91	1,57

8.7.6 Ergebniszusammenfassung der biomechanischen Testung der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins

		F max [N]							S max [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	35,21	2,47	1,24	35,26	5,49	37,9	32,41	0,37	0,02	0,01	0,37	0,05	0,4	0,35
	B	18,72	6,27	1,48	19,15	22,2	31,23	9,03	0,39	0,15	0,04	0,36	0,59	0,8	0,21
	C	10,85	7,03	2,03	10,12	25,14	27,5	2,36	0,45	0,21	0,06	0,4	0,72	0,86	0,14

		Elastizitätsmodul [N/mm ²]							Biegefestigkeit [N/mm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	20726,2	2036,6	1018,3	21109,9	4862,5	22773,7	17911,2	261,4	18,4	9,2	261,8	40,8	281,4	240,6
	B	17781,0	4003,9	943,7	18066,3	14470,0	25612,3	11142,3	139,1	30	7,1	136,6	109,7	198,8	89,1
	C	12407,0	5392,1	1556,6	12814,5	20762,5	25774,6	5012,1	96,9	63,1	18,2	94,1	222,5	246,9	24,4

		Scherkraft [N]							Scherfestigkeit [N/mm ²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	179,8	28,8	10,2	177	78,6	223,5	144,9	63,4	10,1	3,6	62,5	27,7	78,8	51,1
	B	165,9	61,8	9,8	149,6	278,3	370,6	92,3	52,7	20	3,2	47,6	88,6	118	29,4
	C	116,4	79,2	14	96,5	266,7	274,4	7,7	40,6	29,3	5,2	32,2	107,7	110,3	2,6

8.7.7 Ergebniszusammenfassung der Morphologie der in die Rückenmuskulatur eingesetzten gammasterilisiert Pins

		Durchschnitt des Durchmessers [mm]							Längendifferenz Vorher-Nachher [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	1,9	0	0	1,9	0	1,9	1,9	0,06	0,16	0,06	0,1	0,45	0,25	-0,2
	B	2	0	0	2	0,2	2,1	1,9	-0,01	0,5	0,08	0	3,1	1,4	-1,7
	C	2	0,1	0	2	0,2	2,2	2	0	0,89	0,16	0,1	4,5	2,1	-2,4

		Gewicht [g]							Fläche [cm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	0,2407	0,01	0,0035	0,2435	0,0254	0,2529	0,2275	2,89	0	0	2,89	0	2,89	2,89
	B	0,2149	0,0153	0,0024	0,2109	0,0685	0,2561	0,1876	3,14	0,1	0,02	3,14	0,68	3,57	2,89
	C	0,2069	0,0166	0,003	0,2041	0,0737	0,2434	0,1697	3,25	0,18	0,03	3,14	0,76	3,8	3,04

		Volumen [ml]							Dichte [g/cm ³]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	0,12	0	0	0,12	0	0,12	0,12	2,08	0,09	0,03	2,1	0,22	2,18	1,96
	B	0,1	0	0	0,1	0,02	0,12	0,09	2,08	0,13	0,02	2,06	0,64	2,46	1,82
	C	0,11	0,01	0	0,1	0,03	0,12	0,1	1,97	0,18	0,03	2,01	1	2,4	1,4

8.7.8 Ergebniszusammenfassung der biomechanischen Testung der in die Rückenmuskulatur eingesetzten gammasterilisierten Pins

		F max [N]							S max [mm]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	36,85	6,33	2,24	35,75	17,28	46,74	29,46	0,41	0,08	0,03	0,42	0,24	0,56	0,32
	B	18,16	6,18	0,99	16,5	21,41	29,66	8,25	0,4	0,13	0,02	0,38	0,57	0,76	0,19
	C	16,35	7,03	1,26	16,3	26,91	31,82	4,91	0,45	0,14	0,03	0,45	0,52	0,76	0,24

		Elastizitätsmodul [N/mm²]							Biegefestigkeit [N/mm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	19211,8	1833,5	648,3	18779,7	4694,3	22238,4	17544,1	266,5	45,8	16,2	258,6	125	338,1	213,1
	B	18118,9	4181,4	669,6	18132,2	14862,7	25010,1	10147,4	139,3	27,6	4,4	135	116,6	195,9	79,3
	C	17255,0	9036,3	1623,0	14744,5	33434,6	39845,2	6410,6	124,2	38,8	7	122,1	161,2	197,6	36,4

		Scherkraft [N]							Scherfestigkeit [N/mm²]						
		MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN	MW	STAW	STAF	MED	RAN	MAX	MIN
Zeitraum	A	193,4	32,7	8,2	193,1	132,2	267,1	134,9	66,8	11,3	2,8	66,7	45,7	92,3	46,6
	B	167,2	47,7	5,4	160,7	213,1	305,8	92,7	53,4	15,8	1,8	50,4	68,1	97,3	29,2
	C	184,4	76,3	9,7	181,5	316,2	374,3	58,1	56,9	24	3	54,5	100,1	116,8	16,7

8.8 Ergebniszusammenfassung der p-Werte der in das Femur eingesetzten autoklavierten Pins

	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	Fmax	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
Kruskal-Wallis-H-Test	p=0,005	p=0,857	p=0,002	p=0,007	p=0,005	p=0,003	p<0,001	p<0,001	p=0,075	p=0,001	p=0,001

Mann-Whitney-U-Test

Zeitraum A vs. B	p=0,003	s. Kruskal -Wallis-H- Test	p=0,020	p=0,003	p=0,044	p=0,003	p=0,002	p=0,003	s. Kruskal -Wallis-H- Test	p=0,002	p=0,017
Zeitraum A vs. C	p=0,128		p=1,000	p=0,128	p=0,008	p=0,007	p=0,003	p=0,021		p=0,003	p=0,003
Zeitraum B vs. C	p=0,029		p=0,002	p=0,029	p=0,040	p=0,069	p=0,008	p=0,001		p=0,018	p=0,010

8.9 Ergebniszusammenfassung der p-Werte der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten Pins

	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
Kruskal-Wallis-H-Test	p<0,001	p=0,516	p=0,031	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,034	p<0,001	p=0,017

Mann-Whitney-U-Test

Zeitraum A vs. B	p<0,001	s. Kruskal -Wallis-H- Test	p=0,068	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,003	p<0,001	p=0,012
Zeitraum A vs. C	p<0,001		p=0,010	p<0,001	p=0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,002	p=0,073	p<0,001	p=0,004
Zeitraum B vs. C	p=0,010		p=0,188	p=0,010	p=0,051	p=0,085	p=0,803	p=0,001	p=0,708	p=0,468	p=0,603

8.10 Ergebniszusammenfassung der p-Werte der in das Femur eingesetzten gammasterilisierten Pins

	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnitts- fläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefest- igkeit	Scherfest- igkeit
Kruskal-Wallis-H-Test	p=0,011	p=0,401	p=0,001	p=0,006	p=0,011	p=0,029	p<0,001	p=0,749	p=0,002	p<0,001	p=0,004

Mann-Whitney-U-Test

Zeitraum A vs. B	p=0,001	s. Kruskal -Wallis-H- Test	p=0,008	p=0,001	p=0,002	p=0,056	p=0,002	s. Kruskal -Wallis-H- Test	p=0,106	p=0,002	p=0,031
Zeitraum A vs. C	p=0,158		p=0,009	p=0,158	p=0,028	p=0,046	p=0,004		p=0,015	p=0,005	p=0,016
Zeitraum B vs. C	p=0,149		p=0,006	p=0,148	p=0,082	p=0,066	p=0,004		p=0,003	p=0,006	p=0,014

8.11 Ergebniszusammenfassung der p-Werte der in die Rückenmuskulatur eingesetzten gammasterilisierten Pins

Kruskal-Wallis-H-Test	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnittsfläche	Dichte	Fmax	S max	Emodul	Biegefestigkeit	Scherfestigkeit
	p<0,001	p=0,345	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,012	p<0,001	p=0,300	p=0,121	p<0,001	p=0,013

Mann-Whitney-U-Test

Zeitraum A vs. B	p<0,001	s. Kruskal Wallis-H-Test	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,551	p<0,001	s. Kruskal Wallis-H-Test	s. Kruskal - Wallis-H-Test	p<0,001	p=0,001
Zeitraum A vs. C	p<0,001		p<0,001	p<0,001	p=0,001	p=0,051	p<0,001			p<0,001	p=0,045
Zeitraum B vs. C	p=0,001		p=0,050	p=0,001	p=0,299	p=0,006	p=0,321			p=0,109	p=0,474

8.12 Vergleich der Ergebniszusammenfassung aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins

	Durchmesser Durchschnitt		Differenz Länge		Gewicht		Fläche	
Gruppe A	p=0,002	(a>g) = 100,0%	p=0,090	(a>g) =25%; (a=g) = 8,3%	p=0,003	(a>g) = 8,3%	p=0,002	(a>g) = 100,0%
Gruppe B	p<0,001	(a>g) =94,9%; (a=g) = 3,4%	p=0,544	(a>g) =51,7%; (a=g) = 10,3%	p<0,001	(a>g) =89,8%	p<0,001	(a>g) =94,9%; (a=g) = 3,4%
Gruppe C	p<0,001	(a>g) =84,7%; (a=g) = 4,3%	p=0,339	(a>g) = 43,5%	p<0,001	(a>g) =89,1%	p<0,001	(a>g) =84,7%; (a=g) = 2,4%

	Volumen		Dichte		F max		S max	
Gruppe A	p=0,002	(a>g) = 100,0%	p=0,002	(a>g) = 0,0%	p=0,003	(a>g) = 91,7%	p=0,002	(a>g) = 100,0%
Gruppe B	p<0,001	(a>g) =91,4%; (a=g) = 3,4%	p=0,104	(a>g) =36,2%; (a=g) = 1,7%	p<0,001	(a>g) = 94,7%	p<0,001	(a>g) = 100,0%
Gruppe C	p<0,001	(a>g) = 87,0%	p=0,797	(a>g) = 45,6%	p<0,001	(a>g) = 97,7%	p<0,001	(a>g) = 93,0%

	Emodul		Biegefestigkeit		Scherfestigkeit	
Gruppe A	p=0,005	(a>g) = 16,7%	p=0,005	(a>g) = 8,3%	p<0,001	(a>g) = 9,7%
Gruppe B	p<0,001	(a>g) = 12,3%	p<0,001	(a>g) = 94,7%	p<0,001	(a>g) = 88,1%
Gruppe C	p=0,461	(a>g) = 48,8%	p<0,001	(a>g) = 90,7%	p<0,001	(a>g) =78,7%; (a=g) = 1,1%

8.13 Vergleich der Ergebniszusammenfassung der autoklavierten und gammasterilisierten Pins nach Implantatlager

8.13.1 Vergleich der Ergebniszusammenfassung der in das Femur eingesetzten autoklavierten und gammasterilisierten Pins

	Durchmesser Durchschnitt		Differenz Länge		Gewicht		Fläche	
Zeitraum A	p=0,059	(a>g) = 100,0%	p=0,285	(a>g) = 25%; (a=g) = 25%	p=0,068	(a>g) = 0,0%	p=0,059	(a>g) = 100,0%
Zeitraum B	p<0,001	(a>g) = 100,0%	p=0,492	(a>g) = 45%	p=0,001	(a>g) = 95%	p<0,001	(a>g) = 100,0%
Zeitraum C	p=0,014	(a>g) = 80%; (a=g) = 6,6%	p=0,132	(a>g) = 33,3%	p=0,018	(a>g) = 86,6%	p=0,019	(a>g) = 80%; (a=g) = 6,6%

	Volumen		Dichte		F max		S max	
Zeitraum A	p=0,063	(a>g) = 100,0%	p=0,066	(a>g) = 0,0%	p=0,068	(a>g) = 100,0%	p=0,068	(a>g) = 100,0%
Zeitraum B	p<0,001	(a>g) = 94,7%	p=0,083	(a>g) = 26,3%	p<0,001	(a>g) = 94,4%	p<0,001	(a>g) = 100,0%
Zeitraum C	p=0,011	(a>g) = 86,6%	p=0,865	(a>g) = 46,6%	p=0,012	(a>g) = 91,6%	p=0,008	(a>g) = 83,3%

	Emodul		Biegefestigkeit		Scherfestigkeit	
Zeitraum A	p=0,068	(a>g) = 0,0%	p=0,068	(a>g) = 100,0%	p=0,012	(a>g) = 100,0%
Zeitraum B	p<0,001	(a>g) = 5,5%	p<0,001	(a>g) = 94,4%	p<0,001	(a>g) = 82,5%
Zeitraum C	p=0,530	(a>g) = 50,0%	p=0,041	(a>g) = 83,3%	p<0,001	(a>g) = 84,4%

8.13.2 Vergleich der Ergebniszusammenfassung der in die Rückenmuskulatur eingesetzten autoklavierten und gammasterilisierten Pins

	Durchmesser Durchschnitt		Differenz Länge		Gewicht		Fläche	
Zeitraum A	p=0,010	(a>g) = 100,0%	p=0,140	(a>g) = 25,0%	p=0,017	(a>g) = 12,5%	p=0,010	(a>g) = 100,0%
Zeitraum B	p<0,001	(a>g) = 92,3%; (a=g) = 5,13%	p=0,260	(a>g) = 53,8%; (a=g) = 15,4%	p<0,001	(a>g) = 87,2%	p<0,001	(a>g) = 92,3%; (a=g) = 5,13%
Zeitraum C	p<0,001	(a>g) = 87,1%; (a=g) = 3,2%	p=0,984	(a>g) = 48,4%	p<0,001	(a>g) = 90,3%	p<0,001	(a>g) = 87,1%

	Volumen		Dichte		F max		S max	
Zeitraum A	p=0,011	(a>g) = 100,0%	p=0,012	(a>g) = 0,0%	p=0,017	(a>g) = 87,5%	p=0,012	(a>g) = 100,0%
Zeitraum B	p<0,001	(a>g) = 89,7%; (a=g) = 5,13%	p=0,342	(a>g) = 41,0%; (a=g) = 2,6%	p<0,001	(a>g) = 94,9%	p<0,001	(a>g) = 100,0%
Zeitraum C	p<0,001	(a>g) = 87,1%	p=0,868	(a>g) = 45,2%	p<0,001	(a>g) = 100,0%	p<0,001	(a>g) = 96,8%

	Emodul		Biegefestigkeit		Scherfestigkeit	
Zeitraum A	p=0,036	(a>g) = 25,0%	p=0,036	(a>g) = 75%	p=0,001	(a>g) = 87,5%
Zeitraum B	p<0,001	(a>g) = 15,4%	p<0,001	(a>g) = 94,9%	p<0,001	(a>g) = 91,0%
Zeitraum C	p=0,597	(a>g) = 48,3%	p<0,001	(a>g) = 93,5%	p<0,001	(a>g) = 75,8%; (a=g) = 1,6%

8.14 Vergleich der Morphometrie und biomechanischen Testung in Abhängigkeit vom Implantatlager

8.14.1 Tabelle Vergleich der Morphometrie und biomechanischen Testung der autoklavierten Pins in Abhängigkeit vom Implantatlager

Kruskal-Wallis-H-Test	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnittsfläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefestigkeit	Scherfestigkeit
	p=0,094	p=0,600	p=0,002	p=0,212	p=0,096	p=0,275	p=0,162	p=0,819	p=0,292	p=0,285	p=0,071

Mann-Whitney-U-Test

Trocken			p=0,171								
1 Tag	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	p=0,732	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test
3 Tage			p=0,214								
1 Woche			p=1,000								
2 Wochen			p=0,808								
4 Wochen			p=0,214								
8 Wochen			p=0,494								
16 Wochen			p=0,015								
32 Wochen			p=0,087								
52 Wochen			p=0,006								

8.14.2 Vergleich der Morphometrie und biomechanischen Testung der gammasterilisierten Pins in Abhängigkeit vom Implantatlager

Kruskal-Wallis-H-Test	Durchmesser	Länge	Gewicht	Volumen	Querschnittsfläche	Dichte	F max	S max	Emodul	Biegefestigkeit	Scherfestigkeit
	p=0,127	p=0,316	p=0,105	p=0,089	p=0,096	p=0,478	p=0,475	p=0,327	p=0,341	p=0,396	p=0,012

Mann-Whitney-U-Test

Trocken											p=0,713
1 Tag	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	keine weitere Testung, da keine statistische Signifikanz im Kruskal-Wallis-H-Test	p=0,582
3 Tage											p=0,221
1 Woche											p=0,646
2 Wochen											p=0,830
4 Wochen											p=0,327
8 Wochen											p=0,540
16 Wochen											p=0,188
32 Wochen											p=0,046
52 Wochen											p=0,076

8.15 Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 3.1: Tutoplast® - Prozessierung</i>	15
<i>Abbildung 3.2: CB 2,0-Pins vor der Implantation</i>	19
<i>Abbildung 3.3: Kaninchen unter der OP Abdeckung und Zustand nach mediopatellarem Hautschnitt</i>	20
<i>Abbildung 3.4: Bohrung des Kanals für den CB 2,0-Pin an der retropatellaren Gleitfläche</i>	20
<i>Abbildung 3.5: Implantation der CB 2,0-Pins in die autochthone Rückenmuskulatur</i>	21
<i>Abbildung 3.6: Explantation der CB 2,0-Pins</i>	22
<i>Abbildung 3.7: CB 2,0-Pin im Drei-Punkt-Biegeversuch</i>	25
<i>Abbildung 3.8: CB 2,0-Pin im Scherversuch</i>	26
<i>Abbildung 3.9: Beispielhafte Darstellung eines Boxplot-Diagramms mit erklärender Beschriftung</i>	28
<i>Abbildung 4.1: Tabelle: Morphometrische und biomechanische Ergebnisse der autoklavierten CB 2,0-Pins im Trockenzustand</i>	31
<i>Abbildung 4.2: Tabelle: Morphometrische und biomechanische Ergebnisse der gammasterilisierten CB 2,0-Pins im Trockenzustand</i>	31
<i>Abbildung 4.3: Morphologie der CB 2,0-Pins nach 52 Wochen Implantationsdauer</i>	32
<i>Abbildung 4.4: Morphologie der CB 2,0-Pins nach 52 Wochen Implantationsdauer</i>	33
<i>Abbildung 4.5: Boxplot-Diagramm: Biegefestigkeit aller autoklavierten Pins</i>	35
<i>Abbildung 4.6: Boxplot-Diagramm: Scherfestigkeit aller autoklavierten Pins</i>	37
<i>Abbildung 4.7: Boxplot-Diagramm: E-Modul aller autoklavierter Pins</i>	38
<i>Abbildung 4.8: Boxplot-Diagramm: Durchbiegung beim Bruch aller autoklavierten Pins</i>	39
<i>Abbildung 4.9: Boxplot-Diagramm: Biegefestigkeit aller gammasterilisierten Pins</i>	41
<i>Abbildung 4.10: Boxplot-Diagramm: Scherfestigkeit aller gammasterilisierten Pins</i>	42
<i>Abbildung 4.11: Boxplot-Diagramm: E-Modul aller gammasterilisierten Pins</i>	44
<i>Abbildung 4.12: Boxplot-Diagramm: Durchbiegung beim Bruch aller gammasterilisierten Pins</i>	45
<i>Abbildung 4.13: Boxplot-Diagramm: Biegefestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins</i>	46
<i>Abbildung 4.14: Boxplot-Diagramm: Scherfestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins</i>	47
<i>Abbildung 4.15: Boxplot-Diagramm: E-Modul der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins</i>	48
<i>Abbildung 4.16: Boxplot-Diagramm: Durchbiegung beim Bruch der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins</i>	49
<i>Abbildung 4.17: Boxplot-Diagramm: Biegefestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins</i>	50
<i>Abbildung 4.18: Boxplot-Diagramm: Scherfestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins</i>	51
<i>Abbildung 4.19: Boxplot-Diagramm: E-Modul der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins</i>	52
<i>Abbildung 4.20: Boxplot-Diagramm: Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruches der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins</i>	53
<i>Abbildung 4.21: Boxplot-Diagramm: Biegefestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins</i>	55
<i>Abbildung 4.22: Boxplot-Diagramm: Scherfestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins</i>	56
<i>Abbildung 4.23: Boxplot-Diagramm: E-Modul der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins</i>	57
<i>Abbildung 4.24: Boxplot-Diagramm: Durchbiegung beim Bruch der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins</i>	58
<i>Abbildung 4.25: Boxplot-Diagramm: Biegefestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins</i>	59

Abbildung 4.26: Boxplot-Diagramm: Scherfestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins	60
Abbildung 4.27: Boxplot-Diagramm: E-Modul der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins	62
Abbildung 4.28: Boxplot-Diagramm: Durchbiegung beim Bruch der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins	63
Abbildung 4.29: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit aller autoklavierten Pins	64
Abbildung 4.30: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit aller autoklavierten Pins	65
Abbildung 4.31: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung des E-Moduls aller autoklavierten Pins	66
Abbildung 4.32: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch aller autoklavierten Pins	67
Abbildung 4.33: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit aller gammasterilisierten Pins	68
Abbildung 4.34: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit aller gammasterilisierten Pins, nach klinisch relevanten Zeiträumen	69
Abbildung 4.35: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung des E-Moduls aller gammasterilisierten Pins	70
Abbildung 4.36: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch aller gammasterilisierten Pins	71
Abbildung 4.37: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins	72
Abbildung 4.38: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins	73
Abbildung 4.39: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung des E-Moduls der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins	74
Abbildung 4.40: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch der in den Femurmarkraum implantierten autoklavierten Pins	75
Abbildung 4.41: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins	76
Abbildung 4.42: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins	77
Abbildung 4.43: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung des E-Moduls der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins	78
Abbildung 4.44: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch der in den Femurmarkraum implantierten gammasterilisierten Pins	79
Abbildung 4.45: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins	80
Abbildung 4.46: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins	81
Abbildung 4.47: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung des E-Moduls der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins	82
Abbildung 4.48: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch der in die Rückenmuskulatur implantierten autoklavierten Pins	83
Abbildung 4.49: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins	84
Abbildung 4.50: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins	85
Abbildung 4.51: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung des E-Moduls der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins	86
Abbildung 4.52: Boxplot-Diagramm: Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung beim Bruch der in die Rückenmuskulatur implantierten gammasterilisierten Pins	87

<i>Abbildung 4.53: Linien-Diagramm: Vergleich der Biegefestigkeit aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins</i>	89
<i>Abbildung 4.54: Linien-Diagramm: Vergleich der Scherfestigkeit aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins</i>	90
<i>Abbildung 4.55: Linien-Diagramm: Vergleich des E-Moduls aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins</i>	91
<i>Abbildung 4.56: Linien-Diagramm: Vergleich der Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruches aller autoklavierten und gammasterilisierten Pins</i>	93
<i>Abbildung 4.57: Linien-Diagramm: Vergleich der Ergebniszusammenfassung der Biegefestigkeit</i>	94
<i>Abbildung 4.58: Linien-Diagramm: Vergleich der Ergebniszusammenfassung der Scherfestigkeit</i>	95
<i>Abbildung 4.59: Linien-Diagramm: Vergleich der Ergebniszusammenfassung des E-Moduls</i>	96
<i>Abbildung 4.60: Linien-Diagramm: Vergleich der Ergebniszusammenfassung der Durchbiegung zum Zeitpunkt des Bruches</i>	97
<i>Abbildung 4.61: Sichtbarkeit der Pins im Röntgen</i>	99
<i>Abbildung 4.62: Sichtbarkeit der Pins im Röntgen</i>	99

8.16 Abkürzungsverzeichnis

Emodul	Elastizitätsmodul
M.	Musculus
i.m.	intramuskulär
i.v.	intravenös
Lig.	Ligamentum
Art.	Articulatio
KG	Körpergewicht

In den Diagrammen:

auto	autoklaviert Pins
gamma	gammasterilisierte Pins
trocken	Trockenzustand

9 Literaturverzeichnis

1. Actis, A.B., J.A. Obwegeser, and P. Bertolotto, *Effects of enzymatic treatments on the biomechanical properties of screws made of bone*. J Biomater Appl, 2003. **17**(3): p. 207-19.
2. Actis, A.B., J.A. Obwegeser, and C. Ruperez, *Influence of different sterilization procedures and partial demineralization of screws made of bone on their mechanical properties*. J Biomater Appl, 2004. **18**(3): p. 193-207.
3. Actis, A.B., J.A. Obwegeser, and C. Ruperez, *Volume variations of bone tissue after undergoing different physical and chemical treatments*. J Biomater Appl, 2002. **17**(1): p. 71-81.
4. Akkus, O. and C.M. Rimnac, *Fracture resistance of gamma radiation sterilized cortical bone allografts*. J Orthop Res, 2001. **19**(5): p. 927-34.
5. An, Y.H., S.K. Woolf, and R.J. Friedman, *Pre-clinical in vivo evaluation of orthopaedic bioabsorbable devices*. Biomaterials, 2000. **21**(24): p. 2635-52.
6. Arcq, M., *[Fixation of osteochondrosis dissecans by bone-pins (author's transl)]*. Arch Orthop Unfallchir, 1974. **79**(4): p. 297-312.
7. Berns, T., C. Hofmann, and L. Gotzen, *[Strength testing of pins made of human femur cortical bone]*. Unfallchirurg, 2001. **104**(1): p. 64-8.
8. Borchers, R.E., et al., *Effects of selected thermal variables on the mechanical properties of trabecular bone*. Biomaterials, 1995. **16**(7): p. 545-51.
9. Böstman, O., et al., *Foreign-body reactions to fracture fixation implants of biodegradable synthetic polymers*. J Bone Joint Surg Br, 1990. **72**(4): p. 592-6.
10. Böstman, O., et al., *[Resorbable rods and screws of polyglycolide in stabilizing malleolar fractures. A clinical study of 600 patients]*. Unfallchirurg, 1992. **95**(2): p. 109-12.
11. Böstman, O., et al., *Ankle fractures treated using biodegradable internal fixation*. Clin Orthop, 1989(238): p. 195-203.
12. Böstman, O., et al., *Absorbable polyglycolide pins in internal fixation of fractures in children*. J Pediatr Orthop, 1993. **13**(2): p. 242-5.
13. Böstman, O. and H. Pihlajamäki, *Clinical biocompatibility of biodegradable orthopaedic implants for internal fixation: a review*. Biomaterials, 2000. **21**(24): p. 2615-21.
14. Böstman, O.M., *Metallic or absorbable fracture fixation devices. A cost minimization analysis*. Clin Orthop, 1996(329): p. 233-9.
15. Böstman, O.M., *Absorbable implants for the fixation of fractures*. J Bone Joint Surg Am, 1991. **73**(1): p. 148-53.
16. Böstman, O.M., *Osteolytic changes accompanying degradation of absorbable fracture fixation implants*. J Bone Joint Surg Br, 1991. **73**(4): p. 679-82.
17. Brand, K.G., L.C. Buoën, and I. Brand, *Multiphasic incidence of foreign body-induced sarcomas*. Cancer Res, 1976. **36**(10): p. 3681-3.
18. Brantigan, J.W., et al., *Compression strength of donor bone for posterior lumbar interbody fusion*. Spine, 1993. **18**(9): p. 1213-21.
19. Brunnberg, S., *Bovine Knochenkompakta zur Verwendung als biologisches Osteosynthesematerial - Vergleichende biomechanische Studie am Kaninchen*. Dissertation, 2004.
20. Burns, A.E. and J. Varin, *Poly-L-lactic acid rod fixation results in foot surgery*. J Foot Ankle Surg, 1998. **37**(1): p. 37-41.
21. Burstein, A.H., D.T. Reilly, and M. Martens, *Aging of bone tissue: mechanical properties*. J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(1): p. 82-6.
22. Carter, D.R. and D.M. Spengler, *Mechanical properties and composition of cortical bone*. Clin Orthop Relat Res, 1978(135): p. 192-217.

23. Catanese, J., 3rd, J.D. Featherstone, and T.M. Keaveny, *Characterization of the mechanical and ultrastructural properties of heat-treated cortical bone for use as a bone substitute*. J Biomed Mater Res, 1999. **45**(4): p. 327-36.
24. Claes, L., et al., *[Resorbable implants for refixation of osteochondral fragments in joint surfaces]*. Aktuelle Traumatol, 1986. **16**(2): p. 74-7.
25. Claes, L. and A. Ignatius, *[Development of new, biodegradable implants]*. Chirurg, 2002. **73**(10): p. 990-6.
26. Claes, L.E., *Mechanical characterization of biodegradable implants*. Clin Mater, 1992. **10**(1-2): p. 41-6.
27. Cornu, O., et al., *Effect of freeze-drying and gamma irradiation on the mechanical properties of human cancellous bone*. J Orthop Res, 2000. **18**(3): p. 426-31.
28. Currey, J.D., *The mechanical properties of bone*. Clin Orthop Relat Res, 1970. **73**: p. 209-31.
29. Daniels, A.U., et al., *Evaluation of absorbable poly(ortho esters) for use in surgical implants*. J Appl Biomater, 1994. **5**(1): p. 51-64.
30. Daniels, A.U., M.K. Chang, and K.P. Andriano, *Mechanical properties of biodegradable polymers and composites proposed for internal fixation of bone*. J Appl Biomater, 1990. **1**(1): p. 57-78.
31. David, A., et al., *[Mechanical strength and chemical stability of biodegradable block-polymerized and injection molded poly-L-lactide in vitro]*. Unfallchirurg, 1994. **97**(5): p. 278-84.
32. Dijkema, A.R., et al., *Surgical treatment of fracture-dislocations of the ankle joint with biodegradable implants: a prospective randomized study*. J Trauma, 1993. **34**(1): p. 82-4.
33. Eitenmüller, J., et al., *[Semirigid plate osteosyntheses using absorbable polymers as temporary implants. II. Animal experiment studies]*. Chirurg, 1987. **58**(12): p. 831-9.
34. Evans, F.G. and M. Lebow, *Regional differences in some of the physical properties of the human femur*. J Appl Physiol, 1951. **3**(9): p. 563-72.
35. Fachinformation rathiofarm, G., *Fachinformation Cefuroxim - rathiofarm 250 mg, 500 mg p.i.* Oktober 2004.
36. Friden, T. and U. Rydholm, *Severe aseptic synovitis of the knee after biodegradable internal fixation. A case report*. Acta Orthop Scand, 1992. **63**(1): p. 94-7.
37. Getter, L., et al., *A biodegradable intraosseous appliance in the treatment of mandibular fractures*. J Oral Surg, 1972. **30**(5): p. 344-8.
38. Gongalsky, W., *Knochenheteroplastik*. Math. Nat. R., 1974. **XXIII**.
39. Grasser, H., *[Osteosynthesis with bone screws]*. Dtsch Zahnarztl Z, 1968. **23**(3): p. 313-20.
40. Grob, D., *[Problems at the donor site in autologous bone transplantation]*. Unfallchirurg, 1986. **89**(8): p. 339-45.
41. Grzegorzczyn, S., B. Turczynski, and L. Slowinska, *[The effect of rehydration on the elasticity modulus and strength of lyophilised and irradiated femur bone in the human]*. Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol, 1996. **61**(6): p. 593-9.
42. Günther, K., *Osteointegration lösungsmittelkonservierter Knochentransplantate im Tiermodell*. Osteologie, 1996(5): p. 4-12.
43. Hakulinen, M.A., et al., *Ability of ultrasound backscattering to predict mechanical properties of bovine trabecular bone*. Ultrasound Med Biol, 2004. **30**(7): p. 919-27.
44. Hallfeldt, K.K., et al., *[The effect of various sterilization procedures on the osteoinductive properties of demineralized bone matrix]*. Unfallchirurg, 1992. **95**(7): p. 313-8.
45. Hallfeldt, K.K., et al., *Sterilization of partially demineralized bone matrix: the effects of different sterilization techniques on osteogenetic properties*. J Surg Res, 1995. **59**(5): p. 614-20.

46. Hirvensalo, E., *Fracture fixation with biodegradable rods. Forty-one cases of severe ankle fractures*. Acta Orthop Scand, 1989. **60**(5): p. 601-6.
47. Hirvensalo, E., et al., *Fracture of the humeral capitellum fixed with absorbable polyglycolide pins. 1-year follow-up of 8 adults*. Acta Orthop Scand, 1993. **64**(1): p. 85-6.
48. Hirvensalo, E., O. Bostman, and P. Rokkanen, *Absorbable polyglycolide pins in fixation of displaced fractures of the radial head*. Arch Orthop Trauma Surg, 1990. **109**(5): p. 258-61.
49. Hoffmann, R., et al., *[Distal radius fracture. Fracture stabilization with biodegradable osteosynthesis pins (Biofix). Experimental studies and initial clinical experiences]*. Unfallchirurg, 1989. **92**(9): p. 430-4.
50. Hoffmann, R., et al., *[Local foreign body reactions to biodegradable implants. A classification]*. Unfallchirurg, 1997. **100**(8): p. 658-66.
51. Hofmann, A., C. Hofmann, and L. Gotzen, *[Effect of various bone disinfection and sterilization methods on osteoblast function. A comparative in vitro study]*. Unfallchirurg, 2000. **103**(5): p. 380-8.
52. Hofmann, C., et al., *[Influence of processing and sterilization on the mechanical properties of pins made from bovine cortical bone]*. Unfallchirurg, 2003. **106**(6): p. 478-82.
53. Hofmann, C., T. von Garrel, and L. Gotzen, *[Bone bank management using a thermal disinfection system (Lobator SD-1). A critical analysis]*. Unfallchirurg, 1996. **99**(7): p. 498-508.
54. Hope, P.G., et al., *Biodegradable pin fixation of elbow fractures in children. A randomised trial*. J Bone Joint Surg Br, 1991. **73**(6): p. 965-8.
55. Hoppert, T., et al., *[Induction of sarcoma by resorbable osteosynthesis material in the rat. A preliminary report]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1992. **130**(3): p. 244-7.
56. Jahn, R., D. Diederichs, and B. Friedrich, *[Resorbable implants and their use exemplified by fracture of the head of the radius]*. Aktuelle Traumatol, 1989. **19**(6): p. 281-6.
57. Jerosch, J., et al., *[Effects of various rehydration periods on the stability and water content of bone transplants following freeze-drying, gamma sterilization and lipid extraction]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1994. **132**(4): p. 335-41.
58. Jerosch, J., H. Muchow, and H. Clahsen, *[Stability of human bone cortex following various preservation and sterilization methods]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1991. **129**(4): p. 295-301.
59. Juutilainen, T., et al., *Complications in the first 1,043 operations where self-reinforced poly-L-lactide implants were used solely for tissue fixation in orthopaedics and traumatology*. Int Orthop, 2002. **26**(2): p. 122-5.
60. Juutilainen, T., et al., *Comparison of costs in ankle fractures treated with absorbable or metallic fixation devices*. Arch Orthop Trauma Surg, 1997. **116**(4): p. 204-8.
61. Kettunen, J., et al., *Fixation of distal femoral osteotomy with an intramedullary rod: early failure of carbon fibre composite implant in rabbits*. J Biomater Sci Polym Ed, 1999. **10**(7): p. 715-28.
62. Kettunen, J., et al., *The fixation properties of carbon fiber-reinforced liquid crystalline polymer implant in bone: an experimental study in rabbits*. J Biomed Mater Res, 2001. **56**(1): p. 137-43.
63. Knese, K., *Mechanik und Festigkeit des Knochengewebes*. Handbuch der medizinischen Radiologie Bd IV/1, 1970.
64. Köhler, P., A. Kreicbergs, and L. Stromberg, *Physical properties of autoclaved bone. Torsion test of rabbit diaphyseal bone*. Acta Orthop Scand, 1986. **57**(2): p. 141-5.
65. Komender, A., *Influence of preservation on some mechanical properties of human haversian bone*. Mater Med Pol, 1976. **8**(1): p. 13-7.
66. Komender, J., et al., *Radiation-sterilized bone grafts evaluated by electron spin resonance technique and mechanical tests*. Transplant Proc, 1976. **8**(2 Suppl 1): p. 25-37.

67. Koskikare, K., et al., *Fixation of osteotomies of the distal femur with absorbable, self-reinforced, poly-L-lactide plates. An experimental study on rabbits.* Arch Orthop Trauma Surg, 1997. **116**(6-7): p. 352-6.
68. Koskikare, K., et al., *Intraosseous plating with absorbable self-reinforced poly-L-lactide plates in the fixation of distal femoral osteotomies on rabbits.* J Biomed Mater Res, 1996. **30**(4): p. 417-21.
69. Kreicbergs, A. and P. Köhler, *Bone Exposed to Heat.* Bone Transplantation, 1989: p. 155-161.
70. Kubler, N.R., *[Osteoinduction and -reparation].* Mund Kiefer Gesichtschir, 1997. **1**(1): p. 2-25.
71. Kuner, E.H. and V. Hendrich, *[Allogeneic bone transplantation. Indications--preservation--results].* Chirurg, 1984. **55**(11): p. 704-9.
72. Kuner, E.H., et al., *[Using autoclaved spongiosa].* Unfallchirurg, 1998. **101**(11): p. 870-6.
73. Kunz, E., A. Weckbach, and S. Rein, *[Resorbable osteosynthesis rods. An experimental study of the biomechanics and degradation of various rods of polyglycolide and poly (-L-lactide)].* Unfallchirurgie, 1995. **21**(1): p. 1-7.
74. Küppermann, W., *[Osteosynthesis with the aid of bone material.].* Acta Orthop Belg, 1962. **28**: p. 518-21.
75. Lasaygues, P. and M. Pithioux, *Ultrasonic characterization of orthotropic elastic bovine bones.* Ultrasonics, 2002. **39**(8): p. 567-73.
76. Lefebvre, F., et al., *Development of a new ultrasonic technique for bone and biomaterials in vitro characterization.* J Biomed Mater Res, 2002. **63**(4): p. 441-6.
77. Leixnering, M., K.L. Moser, and J. Poigenfurst, *[Use of Biofix C for stabilizing medial ankle fractures].* Aktuelle Traumatol, 1989. **19**(3): p. 113-5.
78. Majola, A., et al., *Absorption, biocompatibility, and fixation properties of polylactic acid in bone tissue: an experimental study in rats.* Clin Orthop, 1991(268): p. 260-9.
79. Majola, A., et al., *Intramedullary fixation of cortical bone osteotomies with self-reinforced polylactic rods in rabbits.* Int Orthop, 1992. **16**(1): p. 101-8.
80. Mäkelä, E.A., et al., *Biodegradable fixation of distal humeral physeal fractures.* Clin Orthop, 1992(283): p. 237-43.
81. Mäkelä, E.A., et al., *Healing of physeal fracture after fixation with biodegradable self-reinforced polyglycolic acid pins. An experimental study on growing rabbits.* Clin Mater, 1990. **5**(1): p. 1-12.
82. Merle, M. and P.H. Voche, *[Absorbable osteosynthesis: experimental and clinical approach in surgery of the hand].* Bull Mem Acad R Med Belg, 1994. **149**(8-11): p. 329-39; discussion 339-42.
83. Munting, E., et al., *Effect of sterilization on osteoinduction. Comparison of five methods in demineralized rat bone.* Acta Orthop Scand, 1988. **59**(1): p. 34-8.
84. Obwegeser, J.A., *[Absorbable and bioconvertible osteosynthesis materials in maxillofacial surgery].* Mund Kiefer Gesichtschir, 1998. **2**(6): p. 288-308.
85. Oppenheimer, B.S., et al., *The latent period in carcinogenesis by plastics in rats and its relation to the presarcomatous stage.* Cancer, 1958. **11**(1): p. 204-13.
86. Ott, G., *[Foreign body induced sarcoma].* Exp Med Pathol Klin, 1970. **32**: p. 1-118.
87. Paivarinta, U., et al., *Intraosseous cellular response to biodegradable fracture fixation screws made of polyglycolide or polylactide.* Arch Orthop Trauma Surg, 1993. **112**(2): p. 71-4.
88. Papp, L., *Über die Elastizität von Knochen.* Beitr Orthop u Traumatol, 1975. **22H**(6).
89. Partio, E.K., et al., *Totally absorbable screws in fixation of subtalar extra articular arthrodesis in children with spastic neuromuscular disease: preliminary report of a ran-*

- domized prospective study of fourteen arthrodeses fixed with absorbable or metallic screws. *J Pediatr Orthop*, 1992. **12**(5): p. 646-50.
90. Pelker, R.R. and G.E. Friedlaender, *Biomechanical aspects of bone autografts and allografts*. *Orthop Clin North Am*, 1987. **18**(2): p. 235-9.
 91. Pelker, R.R., G.E. Friedlaender, and T.C. Markham, *Biomechanical properties of bone allografts*. *Clin Orthop*, 1983(174): p. 54-7.
 92. Peltier, L., *Bone-graft surgery - The classic*. 1996. **324**: p. 5-12.
 93. Pelto-Vasenius, K., E. Hirvensalo, and P. Rokkanen, *Absorbable pins in the treatment of hand fractures*. *Ann Chir Gynaecol*, 1996. **85**(4): p. 353-8.
 94. Pelto, K., et al., *Treatment of radial head fractures with absorbable polyglycolide pins: a study on the security of the fixation in 38 cases*. *J Orthop Trauma*, 1994. **8**(2): p. 94-8.
 95. Pihlajamäki, H., et al., *Absorbable pins of self-reinforced poly-L-lactic acid for fixation of fractures and osteotomies*. *J Bone Joint Surg Br*, 1992. **74**(6): p. 853-7.
 96. Pihlajamäki, H., et al., *A biodegradable expansion plug for the fixation of fractures of the medial malleolus*. *Ann Chir Gynaecol*, 1994. **83**(1): p. 49-54.
 97. Prokop, A., et al., *[New biodegradable polylactide implants (Polypin-C) in therapy for radial head fractures]*. *Chirurg*, 2002. **73**(10): p. 997-1004.
 98. Rehm, K.E., H.J. Helling, and C. Gatzka, *[New developments in the application of resorbable implants]*. *Orthopade*, 1997. **26**(5): p. 489-97.
 99. Reilly, D.T. and A.H. Burstein, *Review article. The mechanical properties of cortical bone*. *J Bone Joint Surg Am*, 1974. **56**(5): p. 1001-22.
 100. Rokkanen, P., et al., *Absorbable devices in the fixation of fractures*. *J Trauma*, 1996. **40**(3 Suppl): p. S123-7.
 101. Rokkanen, P., et al., *Biodegradable implants in fracture fixation: early results of treatment of fractures of the ankle*. *Lancet*, 1985. **1**(8443): p. 1422-4.
 102. Rokkanen, P.U., et al., *Bioabsorbable fixation in orthopaedic surgery and traumatology*. *Biomaterials*, 2000. **21**(24): p. 2607-13.
 103. Saikku-Bäckström, A., et al., *Intramedullary fixation of cortical bone osteotomies with absorbable self-reinforced fibrillated poly-96L/4D-lactide (SR-PLA96) rods in rabbits*. *Biomaterials*, 2001. **22**(1): p. 33-43.
 104. Schädel-Höpfner, M.e.a., *Comparative in vivo study of mechanical properties of cortical bone and poly (-L-) lactide implants proposed for internal fixation of bone*. *J. Biomech*, 2001. **34**: p. 76.
 105. Scherer, M.A., *Resorbierbare Schrauben aus Knochengewebe*. *Akt Chir*, 1991. **26**: p. 679-684.
 106. Schratt, H.E., et al., *[HIV infection caused by cold preserved bone transplants]*. *Unfallchirurg*, 1996. **99**(9): p. 679-84.
 107. Schratt, H.E. and J.L. Spyra, *[Experimental studies of healing and antigenicity of sterilized bone transplants]*. *Chirurg*, 1997. **68**(1): p. 77-83.
 108. Schuster, J., *[Metallurgical problems of bone surgery]*. *Munch Med Wochenschr*, 1970. **112**(36): p. 1590-4.
 109. Schuster, J., *[Metallosis]*. *Chirurg*, 1972. **43**(3): p. 114-6.
 110. Schweiberer, L., H. Stutzle, and H.K. Mandelkow, *Bone transplantation*. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1990. **109**(1): p. 1-8.
 111. Schwier, V., *[Intramedullary osteosynthesis.]*. *Monatsschr Unfallheilkd Versicherungsmed*, 1957. **60**(4): p. 109-12.
 112. Sedlin, E.D., *A rheologic model for cortical bone. A study of the physical properties of human femoral samples*. *Acta Orthop Scand*, 1965: p. Suppl 83:1-77.
 113. Simon, J.A., J.L. Ricci, and P.E. Di Cesare, *Bioresorbable fracture fixation in orthopedics: a comprehensive review. Part II. Clinical studies*. *Am J Orthop*, 1997. **26**(11): p. 754-62.

114. Springer, M.A., et al., [*Resorbable rods and screws for fixation of ankle fractures. A randomized clinical prospective study*]. Unfallchirurg, 1998. **101**(5): p. 377-81.
115. Stevenson, S., S.E. Emery, and V.M. Goldberg, *Factors affecting bone graft incorporation*. Clin Orthop Relat Res, 1996(324): p. 66-74.
116. Törmälä, P., et al., *Ultra-high-strength absorbable self-reinforced polyglycolide (SR-PGA) composite rods for internal fixation of bone fractures: in vitro and in vivo study*. J Biomed Mater Res, 1991. **25**(1): p. 1-22.
117. Tuompo, P., et al., *Osteochondritis dissecans of the knee fixed with biodegradable self-reinforced polyglycolide and polylactide rods in 24 patients*. Int Orthop, 1997. **21**(6): p. 355-60.
118. Tuompo, P., et al., *Comparison of polylactide screw and expansion bolt in bioabsorbable fixation with patellar tendon bone graft for anterior cruciate ligament rupture of the knee. A preliminary study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1999. **7**(5): p. 296-302.
119. Vainionpää, S., et al., *Strength and strength retention in vitro, of absorbable, self-reinforced polyglycolide (PGA) rods for fracture fixation*. Biomaterials, 1987. **8**(1): p. 46-8.
120. van den Bergh, J.P., et al., *Speed of sound reflects Young's modulus as assessed by microstructural finite element analysis*. Bone, 2000. **26**(5): p. 519-24.
121. van der Elst, M., et al., *Biodegradable interlocking nails for fracture fixation*. Clin Orthop, 1998(357): p. 192-204.
122. van der Elst, M., P. Patka, and C. van der Werken, [*Biodegradable implants in fracture fixation: state of the art*]. Unfallchirurg, 2000. **103**(3): p. 178-82.
123. Viljanen, J., et al., *Bone changes after experimental osteotomies fixed with absorbable self-reinforced poly-L-lactide screws or metallic screws studied by plain radiographs, quantitative computed tomography and magnetic resonance imaging*. Biomaterials, 1995. **16**(17): p. 1353-8.
124. Voggenreiter, G., et al., *Extracorporeal irradiation and incorporation of bone grafts. Autogeneic cortical grafts studied in rats*. Acta Orthop Scand, 1996. **67**(6): p. 583-8.
125. Voggenreiter, G., et al., [*Preservation and sterilization of cortical bone--biomechanical studies of the rat*]. Unfallchirurg, 1995. **98**(2): p. 53-8.
126. Voggenreiter, G., et al., *Immuno-inflammatory tissue reaction to stainless-steel and titanium plates used for internal fixation of long bones*. Biomaterials, 2003. **24**(2): p. 247-54.
127. Waris, E., et al., *Self-reinforced bioabsorbable versus metallic fixation systems for metacarpal and phalangeal fractures: a biomechanical study*. J Hand Surg [Am], 2002. **27**(5): p. 902-9.
128. Weiler, A., et al., *Foreign-body reaction and the course of osteolysis after polyglycolide implants for fracture fixation: experimental study in sheep*. J Bone Joint Surg Br, 1996. **78**(3): p. 369-76.
129. Wilhelm, A., *Navikularbolzung*. Chirurg, 1963. **34**: p. 29.
130. Willeneger H, et al., *Methode und vorläufige Ergebnisse experimenteller Untersuchungen über Heilvorgänge bei stabiler Osteosynthese an Schaftfrakturen*. Langenbacks-Archiv, 1961(301): p. 846-853.

10 Curriculum vitae

Name: Jochen Alexander Pega

Privatanschrift: 35287 Amöneburg-Mardorf
Am Breitenstein 7
E-Mail: Pega@med.uni-marburg.de

Geburtsdatum und –ort: 15. November 1976, Marburg

Nationalität: deutsch

Familienstand: verheiratet, 2 Kinder

Ausbildung und Studium

16.06.1997	Abitur, Gymnasium Elisabethschule, Marburg
01.08.1997 – 31.08.1998	Zivildienst bei der DRK Rettungsdienst Mittelhessen GmbH als Rettungssanitäter
01.10.1998 – 01.11.1999	Ausbildung zum staatlich geprüften Rettungsassistenten in der Rettungsassistentenschule des Marburger Krankenteams
01.11.1999 – 28.02.2006	Studentische Teilzeitkraft bei der DRK Rettungsdienst Mittelhessen GmbH im Bereich Notfallrettung
15.10.1999 – 31.03.2006	Studium der Humanmedizin an der Philipps-Universität Marburg
11.09.2001	Physikum
11.02.2002 – 10.03.2002	Famulatur auf der Intensivstation I im ZOM an der Philipps-Universität Marburg
29.08.2002	1. Staatsexamen
ab 03.09.2002	experimentelle Dissertationsarbeit in der Abteilung für Unfallchirurgie am Zentrum für Operative Medizin der Philipps-Universität Marburg
17.02.2003 – 16.03.2003	Famulatur am Institut für Rechtsmedizin der Justus-Liebig-Universität Giessen

17.03.2003 – 16.04.2003	Famulatur in der Abteilung für Gynäkologie und Geburtshilfe am Diakoniekrankenhaus Wehrda
17.03.2004 – 16.04.2004	Famulatur am Institut für Rechtsmedizin der Justus-Liebig-Universität Giessen
08.09.2004	2. Staatsexamen
18.10. 2004 – 18.09.2005	Praktisches Jahr an der Philipps-Universität Marburg <ul style="list-style-type: none"> 1. Terial: Anästhesie vom 18.10.04 – 06.02.05 2. Terial: Innere Medizin vom 07.02.05 – 29.05.05 3. Terial: Chirurgie vom 30.05.05 – 18.09.05
22.11.2005	3. Staatsexamen
01.12.2005	Approbation

11 Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Humanmedizin in Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel

„MORPHOMETRISCHE UND BIOMECHANISCHE
UNTERSUCHUNGEN AN PINS AUS BOVINER
KOMPAKTA VOR UND NACH IMPLANTATION
AM KANINCHEN“

im Zentrum für Operative Medizin unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. L. Gotzen ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher in keinem in- oder ausländischen medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder andere Arbeiten als Dissertation vorgelegt.

Eine Veröffentlichung der Arbeit ist bisher nicht erfolgt.

Mardorf, 31.03.2006

(Jochen Pega)

12 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer an der Philipps-Universität Marburg waren im Laufe meines Studiums die folgenden Damen und Herren:

Angeli, Antes, Arnold, Aumüller, Basler, Baum, Behr, Berger, Bertalanffy, Bien, Doss, Engel, Engenhardt-Cabillic, Gemsa, Gotzen, Griss, Grzeschik, Gudermann, Gumpinger, Haller, Happle, Hasilik, Heeg, Hofmann, Jones, Klenk, Klose, Krause, Kretschmer, Krieg, Kroll, Kuhn, Lange, Lill, Lorenz, Maisch, Mayer, Mischkowski, Moll, Moosdorf, Müller, Neher, Neubauer, Oertel, Prümmer, Remschmidt, Renz, Rothmund, Schäfer, Schmidt, Schüffel, Schulz, Schwarz, Seidel, Seyberth, Vogelmeier, Voigt, Vogt, Weiler, Werner, Wulf, Zimmermann.

13 Danksagung

Die vorliegende Arbeit habe ich am Zentrum für Operative Medizin der Philipps-Universität Marburg in der Zeit von September 2002 bis Januar 2005 unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. L. Gotzen durchgeführt.

Danken möchte allen, die durch ihre freundliche Unterstützung zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt:

- Herrn Prof. Dr. med. L. Gotzen für die Bereitstellung des interessanten und aktuellen Themas.
- Herrn PD Dr. Schnabel für die freundliche Unterstützung.
- Herrn Dr. med. M. Schädel-Höpfner. Er hatte entscheidenden Anteil an der Organisation und Durchführung dieser Studie. Mit hohem persönlichem Engagement war er für mich jederzeit erreichbar, um mir bei Problemen mit Rat und Tat zur Verfügung zu stehen. Durch die Übernahme vieler zusätzlicher, zeitaufwendiger, organisatorischer Arbeiten im Rahmen der praktischen Versuchsdurchführung hat er wesentlich zum reibungslosen Ablauf der Studie beigetragen und ein sehr gutes Arbeitsverhältnis ermöglicht.
- Frau Friederike Ott für ihre sehr freundschaftliche Zusammenarbeit bei der praktischen Durchführung dieser Studie.
- Herrn PD Dr. I. Celik und Herrn PD Dr. H.-H. Müller für die kompetente Hilfestellung bei der statistischen Auswertung der Testdaten.
- Herrn Nau für hohen persönlichen Einsatz und die hervorragende Zusammenarbeit bei der Betreuung und Pflege der Tiere.
- dem Team der Feinmechanikerwerkstatt des Klinikums der Philipps-Universität Marburg für die zuverlässige Unterstützung bei der biomechanischen Versuchsdurchführung.
- Ferner möchte ich mich bei dem Op-Personal des Klinikums für die Hilfe bei der Sterilisation des Operationsbestecks, bei den Mitarbeitern der Röntgenabteilung des Klinikums für viel Verständnis und Flexibilität bei der Durchführung der Röntgenaufnahmen, bei den Mitarbeitern des zentralen Fotolabors für die Hilfe bei der Dokumentation der Versuchsdurchführung und bei den Marburger Behring-Werken, für die Überlassung der Versuchstiere bedanken.

Auch allen hier nicht namentlich erwähnten Personen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, möchte ich für ihre Zusammenarbeit ganz herzlich danken.

An dieser Stelle sei auch meinen Eltern, die mir dieses Studium ermöglicht haben, ebenso wie meiner Schwester Sabine und meinem Bruder Frank gedankt. Sie haben mich immer gut unterstützt, waren auch an der sprachlichen Ausgestaltung dieser Arbeit maßgeblich beteiligt und hatten für Fragen immer ein offenes Ohr.

Mein ganz besonderer Dank gilt meiner Familie, meiner Frau Svenja und meinen Söhnen Jonas und Joshua, ohne deren Verständnis mir die Durchführung dieser Arbeit nicht möglich gewesen wäre und die mich durch ihre Liebe unterstützt haben.